

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Physikalisch-mechanische Eigenschaften von CAD/CAM-PMMA Werkstoffen nach Alterung in verschiedenen flüssigen Aufbewahrungsmedien

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Patrick Löffler
aus Sandton (Transvaal), Südafrika

2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichtersteller: PD. Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. (FH) Bogna
Stawarczyk, M.Sc.

Mitberichtersteller: Prof. Dr. rer. nat. Franz-Xaver Reichl

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. dent. Anja Liebermann, M.Sc.

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 07.12.2017

Eidesstattliche Versicherung

Löffler, Patrick

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Physikalisch-mechanische Eigenschaften von CAD/CAM-PMMA Werkstoffen
nach Alterung in verschiedenen flüssigen Aufbewahrungsmedien**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Türkheim, 12.12.2017

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

Meiner Familie

Gliederung

1 Einleitung	8
2 Literaturübersicht	10
2.1 Entwicklung der CAD/CAM-Technologie	10
2.2 Vor- und Nachteile der CAD/CAM-Technologie	11
2.3 Provisorische Versorgung	14
2.3.1 direkte provisorische Versorgung	15
2.3.2 indirekte provisorische Versorgung	16
2.4 CAD/CAM-gefräste Provisorien	16
2.4.1 Zwei bedeutende „Kunststoffe“: Komposit vs. PMMA	16
2.4.2 PMMA	19
2.4.3 Ästhetik und Farbbeständigkeit	21
2.5 Rauigkeiten dentaler Werkstoffe	22
2.6 Härteparameter dentaler Werkstoffe	25
2.7 Wasseraufnahme und Löslichkeit dentaler Werkstoffen	28
2.8 In vitro Alterung von dentalen Werkstoffen mit Hilfe von Aufbewahrungsmedien	29
3 Ziele und Null-Hypothesen dieser Arbeit	34
4 Material und Methode	36
4.1 Materialübersicht der verwendeten Materialien	36
4.1.1 Dentalon Plus, als Kontrollgruppe	37
4.1.2 artBloc Temp	38
4.1.3 Telio CAD	38
4.1.4 CAD Temp	39
4.1.5 Zeno PMMA	39
4.2 Herstellung der Prüfkörper	40
4.3 Bestimmung der Trockenmasse der Prüfkörper	42
4.4 Aufbewahrungsmedien	43
4.5 Prüfmaschinen und zu bestimmende physikalische Messgrößen	44

4.5.1 Rauigkeitsprüfung	44
4.5.2 Prüfung der Härteparameter	45
4.5.3 Prüfung der Gewichtsänderung der Prüfkörper	47
4.5.4 Bestimmung der pH-Werte der Aufbewahrungsmedien	47
4.5.5 Bestimmung der Wasserabsorption und Löslichkeit	47
4.6 Versuchsanordnung und Ablauf des Alterungsprozesses	48
4.7 Statistische Auswertung	49
5 Ergebnisse	51
5.1 Rauigkeit (Ra)	51
5.2 Martenshärte (HM)	55
5.3 Vickershärte (HV)	57
5.4 Elastisches Eindringmodul (EIT)	61
5.5 Masse (m)	65
5.6 Wasseraufnahme (WA)	67
5.6.1 in Bezug zum Haupteffekt Lagerungszeit	67
5.6.2 Annäherung der Entwicklung der Wasseraufnahme (WA) über die Zeit mittels einer logarithmischen Funktion	68
5.6.3 in Bezug zum Haupteffekt Kunststoff	69
5.6.4 in Bezug zum Haupteffekt Lagerungsmedium	70
5.6.5 in Bezug zur 2-fach-Interaktion Lagerungszeit und Kunststoff	71
5.6.6 in Bezug zur 2-fach-Interaktion Lagerungsmedium und Kunststoff	72
5.6.7 in Bezug zur 2-fach-Interaktion Lagerungszeit und Lagerungsmedium	73
5.6.8 in Bezug zur 3-fach-Interaktion Lagerungszeit, Kunststoff und Lagerungsmedium	74
5.7 Löslichkeit (S)	76
6 Diskussion	79
6.1 Zusammenfassung	79
6.2 Vergleich der erzielten Ergebnisse mit der aktuellen Studien- lage	83

6.2.1 Rauigkeit	83
6.2.2 Härteparameter HM, HV und EIT	86
6.2.3 Wasseraufnahme (WA) und Löslichkeit (S)	90
6.3 Kritik der Testmethode (Vor- und Nachteile) sowie der Auswertungsmethode	93
6.3.1 Herstellungsverfahren der Prüfkörper	93
6.3.2 Rauigkeitsprüfung	94
6.3.3 Prüfung der Härteparameter	96
6.3.4 Prüfung der Gewichtsänderung	97
6.3.5 Aufbewahrungsmedien	98
7 Schlussfolgerung	100
8 Zusammenfassung	101
9 Literaturverzeichnis	104
10 Abkürzungsverzeichnis	112
11 Tabellenverzeichnis	113
12 Abbildungsverzeichnis	114
10 Danksagung	115

1 Einleitung

Der Fortschritt - in jedem Bereich des Lebens, in der Medizin und dem Teilgebiet der Zahnmedizin macht er nicht Halt. Waren vor Jahrzehnten die ersten Schritte von CAD/CAM (Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing) hergestelltem Zahnersatz ein zukunftssträchtiger Meilenstein in der restaurativen Zahnheilkunde, so wird heutzutage die Ausweitung des Indikationsbereiches von CAD/CAM-gefrästen Restaurationen immer weiter vorangetrieben [1, 2].

Zu den allgemein anerkannten und erfolgreich angewendeten Standardindikationen der CAD/CAM-Technologie zählen heutzutage Einzelzahnrestorationen wie Inlays, Teilkronen oder Vollkronen aus Keramiken (von Glas- bzw. Feldspatkeramiken bis hin zu hochfesten Lithium(Di)Silikatkeramiken) [3, 4]. Darüber hinaus finden auch komplexere Restaurationen wie Brücken und ästhetisch anspruchsvolle Veneers im Frontzahnbereich immer mehr Zuspruch [5-8].

Die intensive Forschung und Weiterentwicklung von zahnärztlichen Werkstoffen, die mit CAD/CAM-Geräten verarbeitet werden können, hat im Laufe der letzten Jahre mehrere Kunststoffe hervorgebracht [3, 9].

Insbesondere Langzeitprovisorien – zumeist aus Polymethylmethacrylaten (PMMA) gefertigt - müssen bestimmte Kriterien erfüllen. Sie sollten kurzfristig und schnell herstellbar sein, eine leichte Ver- und Bearbeitung ermöglichen und bis zum definitiven Zahnersatz ästhetische und biologische Mindestanforderungen erfüllen. Auch ist die Wirtschaftlichkeit ein wichtiger Faktor bei der Herstellung eines solchen temporären Zahnersatzes [10-12].

Insbesondere von klinischer Interesse erscheinen die durch einen Alterungsprozess sich ändernden physikalischen Eigenschaften von CAD/CAM-PMMA Kunststoffen. Vor allem eine Lagerung in menschlichem Speichel bei konstanten 37 °C könnte eine Annäherung an die menschliche Mundhöhle gewährleisten. Allgemein in der Werkstoffkunde benutzte physikalische Parameter wie Festigkeit und Rauigkeit ermöglichen die Vergleichbarkeit zwischen den verschiedenen Werkstoffen. Mit Hilfe der Martenshärte und der Löslichkeit kann die klinisch sehr wichtige Oberflächenstabilität von PMMA-Kunststoffen und der Einfluss von Speichel auf eine wahrscheinliche Degradation der Oberfläche überprüft werden. Die Ergebnisse dieser Doktorarbeit haben zum Ziel, für die praktische Anwendung in-vivo eine Empfehlung bezüglich der Materialauswahl bei CAD/CAM-gefertigten PMMA-Provisorien zu erstellen.

2 Literaturübersicht

2.1 Entwicklung der CAD/CAM-Technologie

Auf Basis der in der Industrie schon länger Einzug haltenden Technologie „Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing“ – kurz CAD/CAM – und der Entwicklung von Werner Mörmann und Marco Brandestini (Universität Zürich, Schweiz) entwarf Sirona Dental Systems GmbH (Bensheim, Deutschland) 1987 die erste CAD/CAM-Fräseinheit namens „CEREC 1“ mit dem primären Ziel der sogenannten „chairside“ Herstellung von Keramikinlays und Onlays in einer Behandlungssitzung [2]. Erste Studien zeigten zwar, dass CEREC-Restaurationen häufig zu postoperativen Hypersensibilitäten führten und die Farbgestaltung sowie Passgenauigkeit verbesserungswürdig waren. Durch die Fortschritte der Adhäsivsysteme und der Weiterentwicklung des CEREC-Gerätes erschlossen sich weitere Behandlungsmöglichkeiten. Die Versorgung von größeren posterioren Defekten oder auch ästhetisch akzeptable Frontzahnversorgungen beispielsweise mit hohen und vor allem vergleichbaren Erfolgsraten (0 bis 4,4 Prozent Fehlraten pro Jahr) zu den herkömmlichen, analogen Herstellungstechniken wie Keramikpressverfahren und/oder Schichttechniken [13, 14].

Mit dem aktuellen auf dem Markt erhältlichen CAD/CAM-Fräseinheiten können neben den nun großflächig abgedeckten restaurativen Möglichkeiten (vom Inlay über Vollkronen und Veneers bis zu ganzen monolithischen Brücken) auch eine Vielzahl von Materialien in Form von Fräsblöcken verarbeitet werden [3, 9]:

- Glaskeramiken: Feldspatkeramiken wie VITAblöcs Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) oder Lithium-Disilikat-Glaskeramiken wie IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein).

- Oxidkeramiken: aus zirkonoxidverstärktem Lithium-Silikat wie Celtra Duo (DENTSPLY DETREY GmbH, Konstanz, Deutschland) oder Zirkonoxid-Sinterkeramiken wie inCoris ZI (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland).
- Polymerwerkstoffe: Resinbasierende Kompositblöcke wie Paradigm MZ100 (3M, Seefeld, Deutschland), Hybridwerkstoffe wie Lava Ultimate (Nanokeramik-Komponenten in Polymermatrix; 3M, Seefeld, Deutschland), PMMA-Werkstoffe zur temporären Versorgung wie Telio CAD (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) oder PEEK-Werkstoffe (Polyetheretherketon) wie Dentokeep (nt-trading, Karlsruhe, Deutschland).
- Metallische Werkstoffe: Titan, gängige Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen und Goldlegierungen.

Aufgrund der rasch fortschreitenden Entwicklung und der immer größer werdenden Materialauswahl, wird schon heute von einem komplett eigenen Wissenschaftsbereich der Zahnheilkunde gesprochen [15].

2.2 Vor- und Nachteile der CAD/CAM-Technologie

Wie jeder Fortschritt hat auch die prothetisch/konservierende CAD/CAM-Versorgung ihre Vor- und Nachteile. Als einen sehr wichtigen positiven Aspekt wird die nun deutlich vereinfachte Verarbeitung von hochfesten Werkstoffen wie Zirkonoxid angesehen [16].

Auch sind einige physikalische Eigenschaften bei den CAD/CAM unterstützten Restaurationen anderen konventionellen Herstellungstechniken überlegen. So

überzeugen eine erhöhte Biegefestigkeit und die geringere Anfälligkeit für Chipping (eine bei den konventionellen Keramiken sehr häufige Ursache für Misserfolg). Zurückzuführen sei das auf den standardisierten, industriellen Herstellungsprozess der fräsbaren Keramikrohlingen und der damit verbundenen geringeren Porosität, Homogenität und Dichte der monolithischen Versorgung [3].

Dies lässt sich auch auf Kunststoffe allgemein übertragen. So überzeugen indirekte, computergefräste Kompositinlays im Vergleich zur direkten Füllungstechnik (geringere Polymerisationsrate und C-Faktor, weniger spezifische Anwenderfehler bei der Verarbeitung) mit geringeren Ermüdungserscheinungen und höheren Überlebensraten vor allem bei großen Kavitäten und Patienten mit Parafunktionen wie Bruxismus [17].

Wirtschaftlichkeit spielt in einer Zahnarztpraxis eine wesentliche Rolle. Man kann von diesem Standpunkt aus festhalten, dass eine CAD/CAM-unterstützte Behandlung von erhaltungswürdigen Zähnen sowohl vom Zeitaufwand als auch vom Personalaufwand geringer ausfällt als konventionelle Behandlungsmethoden. Dieser Vorteil wird besonders deutlich bei prothetischen Versorgungen. Die Möglichkeit einer direkten dreidimensionalen optischen Abformung der Zähne ist gegeben und somit werden die konventionelle Abformung, sowie die Herstellung von gesägten Modellen und dessen Einartikulation dieser oft nicht mehr notwendig [18].

Die digitale Datenerfassung und –übertragung ermöglicht des Weiteren auch eine beliebige Vervielfältigung der Restauration (wie etwa für eine Neuankfertigung bei verlorener oder frakturierter Arbeit) sowie die Speicherung und Weitergabe dieser Datensätze (beispielsweise Senden der eingescannten Präparation an ein Fräszentrum) [1, 19].

Nachteilig bei der CAD/CAM-unterstützten Herstellung vor allem bei größeren Restaurationen wie Brücken ist die Tatsache, dass bisher noch keine CAD-Software die dynamische Okklusion exakt berechnen kann. Diese muss nach der Kontrolle der, von der Software berechneten statischen Okklusion, in-vivo noch eingeschliffen werden [20].

Auch ist die Ästhetik von primär maschinell hergestellten Restaurationen durch die Entwicklung von polychromatischen, mehrschichtigen Fräsblöcken wie VITAblocs TriLuxe (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), IPS Empress CAD Multi (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) sehr weit fortgeschritten. Doch bei ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnrestaurationen ist eine nachträgliche, teils zeitintensive Individualisierung der CAD/CAM-Erzeugnisse oder die konventionelle Technik der Schichtverblendung von Keramiken durch den Zahntechniker immer noch die Optimallösung [1, 5].

Des Weiteren müssen die hohen Investitionssummen für die CAD/CAM-Technik – für eine Komplettlösung in der Zahnarztpraxis werden Intraoralkamera, Software und Schleifeinheit benötigt (Kostenbeispiel bei Sirona: Intraoralkamera: CEREC AC omnicam; Schleifeinheit: CEREC MC X; Software: CEREC 4.x für gesamt 86.800,00 € zzgl. gesetzlicher MwSt. (Stand 09/13)) – berücksichtigt werden [1, 21].

2.3 Provisorische Versorgung

Die provisorische Versorgung (pV) ist ein wesentlicher Bestandteil einer Zahnersatzbehandlung. Sie dient nicht nur der zufriedenstellenden Ästhetik bis zur Eingliederung der definitiven Arbeit, sondern hat auch noch umfangreiche, zahnmedizinisch relevante Aufgaben zu erfüllen [22].

Durch das Beschleifen eines Zahnes werden häufig großflächig Dentin und die dort vorhandenen Dentinkanäle freigelegt. Diese Kanäle beinhalten Odontoblastenfortsätze, die wiederum mit der Pulpa interagieren. Durch ein Provisorium soll diese Dentinwunde vor extrinsischen Einflüssen (Wärme, Speichel, Bakterien, Nahrung) geschützt werden [22, 23].

Vor allem bei der Kronen- und/oder Implantattherapie soll ein Provisorium der Gingiva eine Leitstruktur bieten. So wird die sowohl ästhetisch als auch für die Mundhygiene wichtige korrekte Ausformung des gingivalen Sulkus an den Restaurationsrändern ermöglicht [24, 25].

Die Aufrechterhaltung der Kaufunktion im posterioren Zahnbogen und der Phonetik in der Oberkieferfront wird ebenfalls mit einem Provisorium bewerkstelligt. Dies beinhaltet logischerweise auch die Abstützfunktion der Nachbarzähne (Aufrechterhaltung der sagittalen Lagebeziehung mit Verhinderung der Wanderung des/der Nachbarzähne) und des/der Antagonisten (Aufrechterhaltung der longitudinalen Lagebeziehung mit Verhinderung der Elongation des/der Antagonisten) [26].

Bei komplexen Behandlungssituationen können Provisorien zur Abklärung der Ästhetik mit Einbeziehung der Patientenwünsche („Probetragen“) dienen [27, 28].

Des Weiteren bietet sich ein Probetragen von Langzeitprovisorien auch bei prothetisch angestrebter Bisshebung an, um den Patienten an eine neue Lagebeziehung beider Kiefer zu gewöhnen und gegebenenfalls den Biss in vertikaler und horizontaler Ebene zu korrigieren [29].

2.3.1 Direkte provisorische Versorgung

Provisorien können sowohl direkt als auch indirekt hergestellt werden. Die direkte Herstellung reicht vom kurzzeitigen Verschluss von Trepanationsöffnungen bei Wurzelbehandlungen mit Hilfe von unter Feuchtigkeit aushärtenden Werkstoffen wie Cavit (Hauptbestandteil: Zinkoxid; 3M) über lichtpolymerisierende Materialien wie Fermit (Hauptbestandteil: Polyesterurethandimethacrylat; Ivoclar Vivadent GmbH) für kleinere Inlaypräparationen bis zu den mit Hilfe von Negativformen (wie Tiefziehschienen oder Situationsabdrücke) autopolymerisierenden Materialien wie zum Beispiel Luxatemp (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) auf Bis-Acrylat-Basis.

Bedeutender Nachteil bei den direkten autopolymerisierenden Werkstoffen ist die Polymerisationswärme, die die Pulpa der zu behandelnden Zähne (soweit vital) leicht irritieren bis irreversibel schädigen kann [30-32]. Deswegen werden diverse Maßnahmen wie die Kühlung mit Wasser, die Vorkühlung der Negativform sowie das Auftragen von Schutzlacken bzw. „Desensitizern“ zum Schutz vor einem thermischen Pulpen trauma in der Fachliteratur beschrieben [30, 33-37].

Der eindeutige Vorteil der direkten provisorischen Versorgung ist die zeitsparende und kostengünstigere Anfertigung.

2.3.2 Indirekte provisorische Versorgung

Provisorien können auch im Labor hergestellt werden. Angefangen beim einfachen, autopolymerisierenden Provisorium - welches wiederum auch mit Hilfe einer Negativform (z.B. Tiefziehfolie) auf einem isolierten Gipsmodell mit den beschliffenen Zähnen hergestellt wird – über den Aufbau mit Hilfe von Kunststoffmaterialien und der Schichttechnik bis hin zu metallgegossenen Provisorien. Die limitierenden Faktoren sind auch hier die Kosten und der zeitliche Mehraufwand, die gegenüber den Vorteilen der indirekten Anfertigung (keine Patientencompliance notwendig, keine Gefahr der thermischen Schädigung der Pulpa) in Relation stehen müssen [38, 39].

Genau hier setzt die CAD/CAM-Technik an und bietet laut den Herstellern durch die Abnahme diverser Arbeitsschritte wie der Abformung der zu versorgenden Zähne mit Hilfe einer Intraoralkamera und einer schnellen Gestaltung und Herstellung der Provisorien eine effizientere, hochwertige und auf Dauer günstigere Alternative zu den konventionellen Techniken an [3]. Bei großen Versorgungsmöglichkeiten kann dies durch ungenaue Ganzkieferscans und somit bedingte Verzugsraten der Provisorien im posterioren Bereich nur bedingt angewendet werden und es empfiehlt sich bis dato, hier eine klassische Abformmethode zu wählen.

2.4 CAD/CAM-gefräste Provisorien

2.4.1 Zwei bedeutende „Kunststoffe“: Komposit vs. PMMA

Kompositwerkstoffe werden in der CAD/CAM-Herstellungstechnik sowohl für temporären als auch definitiven Zahnersatz verwendet.

Den Anfang machte das Paradigm MZ100 (3M ESPE) im Jahre 2000. Diese unter industriellen Standards polymerisierten Blöcke basieren auf dem Paradigm Z100 Komposit, das schon länger als direktes, stopfbares Füllungsmaterial auf dem Markt war. Dieses hochvernetzte Komposit besteht zu 85% aus Füllstoffen (Zirkonoxid-/Siliziumpartikel, Größe: ca. 0,6 µm) [3, 4, 40].

Durch den hohen Prozentsatz an Füllkörpern und die bessere Quervernetzung ermöglichen die gefrästen definitiven Kompositrestaurationen aus Paradigm MZ100 eine niedrigere Abnutzungsrate als direkte Kunststofffüllungen bei gleichzeitig (oft gewünschten) geringerer Abrasion der Antagonisten als herkömmliche Keramiken (z.B. Feldspat- oder Lithiumdisilikatkeramiken) [17, 41].

Auch sollen CAD/CAM-Komposite eine höhere Frakturstabilität als nicht zusätzlich verstärkte Keramikrestaurationen (primär Feldspatkeramiken) haben [42]. So wurden bei einer Studie zur Simulation der Behandlung von schwerwiegenden Erosionen okklusale Veneers aus zwei verschiedenen Kompositen (Paradigm MZ100 und ein Experimentalkomposit) und zwei Keramiken (Empress CAD und e.max CAD (Ivoclar Vivadent GmbH)) mit jeweils ca. 0,6 mm Dicke in einem Kausimulator getestet [43].

Bei der simulierten Versorgung von wurzelbehandelten Zähnen mit sogenannten Endokronen aus Paradigm MZ100 und VITA MKII Blöcken (VITA Zahnfabrik) gekommen: Die Kompositversorgung zeigte eine signifikant höhere Überlebensrate im Kausimulator (73% zu 0% bei den VITA MKII Kronen) [44].

Klinische Studien hingegen zeigen ein leicht differenziertes Bild. So stellte im Jahre 2010 eine dreijährige klinische Studie fest, dass CAD/CAM-Kompositkronen signifikant niedrigere Erfolgsraten im Vergleich zu den CAD/CAM-Keramikkronen hatten [45]. Vor allem in der schlechteren Ästhetik und auch höheren Abrasion wäre

Verbesserungsbedarf bei den Kompositwerkstoffen. Weitere Kompositblöcke zur temporären und/oder definitiven Versorgung sind sehr ähnlich aufgebaut und unterscheiden sich untereinander primär durch Füllergehalt und dessen Zusammensetzung.

Es ist also davon auszugehen, dass bei korrekter Adhäsivtechnik CAD/CAM-Kompositrestaurationen bei bestimmten klinischen Indikationen - wie die minimalinvasive Versorgung von Erosionen/Abrasionen bei geringen Schichtstärken - den Keramiken überlegen sind. Klinisch sind vor allem hochfeste Keramiken weiterhin bei Vollkronen sowie ästhetisch anspruchsvolle Frontzahnrestaurationen als Goldstandard anzusehen [45, 46].

Eine Sonderstellung nehmen die relativ neuen Hybridwerkstoffe wie Lava Ultimate (3M) oder VITA Enamic (VITA Zahnfabrik) ein – in der englischen Literatur auch „Nanoceramics“ genannt [3].

Dabei wird bei der Herstellung durch die Infiltration von Kunststoff (Polymere) in die poröse, vorgesinterte Keramik eigentlich der umgekehrte Weg wie bei einer Kompositherstellung beschritten (Keramikpartikel werden in eine Kunststoffmatrix eingebettet). Der Keramikanteil liegt bei 80-87% [47].

Durch dieses Verfahren erhält man einen Werkstoff mit beachtenswerten Eigenschaften:

- Höhere Biegefestigkeit als herkömmliche Leuzit- oder Feldspatkeramiken [3, 48];
- Ein dem Dentin ähnliches Elastizitätsmodul [49];
- Einfachere Verarbeitbarkeit im Vergleich zu herkömmlichen Keramiken [3, 47, 50];

- Geringere geforderte Materialmindestschichtstärken bei geringerem Abrasionsverhalten zu natürlichen Antagonisten im Vergleich zu üblichen Vollkeramiken [47, 51].

2.4.2 PMMA

Polymethylmethacrylate, kurz PMMA, haben seit den 1950ern eine weite Verbreitung in der Medizin – z.B. als orthopädischer Zement bei Prothesen in der Chirurgie oder als Kunststoff in der Zahnmedizin [52]. Vor allem in der Prothetik als Kunststoffbasismaterial bei (Teil-) Prothesen ist PMMA wegen seinen positiven Eigenschaften wie eine einfache Verarbeitung (Herstellung durch Anmischung von Pulver mit Flüssigkeit), guter Ästhetik (perfekte Polierbarkeit im Vergleich z.B. zu Polyamiden), vergleichsweise geringer Toxizität bei geringer Wasseraufnahme und der Reparaturmöglichkeit, der allgemein favorisierte Werkstoff [53, 54].

Im klinischen Bereich erfahren CAD/CAM-gefräste PMMA-Provisorien eine immer größere Beliebtheit für die Behandlung von komplexen, prothetischen Fällen wie Komplettsanierungen, Bisshebungen und Evaluationsprozessen bei Herstellung des definitiven Zahnersatzes [10-12, 18].

Nachteilig wird der immer vorhandene Restmonomergehalt angesehen, der zu leichten Hypersensibilitäten (Brennen der Schleimhaut) bis zu schweren allergischen Reaktionen, sowohl beim Patienten als auch bei zahnmedizinischem Personal (Techniker, Zahnarzt), führen kann [55-57].

Um den Restmonomergehalt so gering wie möglich zu halten, wird eine Polymerisation des PMMAs unter hoher Temperatur und hohem Druck empfohlen –

eine perfekte Umgebung für chemische Reaktionen wie die Kettenbildung von Polymeren.

Hier spielen die auf der CAD/CAM-Technik basierenden PMMA-Materialien ihre Stärke aus: die industriell standardisierte Herstellung von Fräsrohlingen mit Hilfe thermischer Hochdruckpressverfahren führt zu einem sehr geringen Restmonomergehalt bei wesentlich besseren (physikalisch-mechanischen) Eigenschaften wie höhere Flexibilität, Festigkeit und höherer Passgenauigkeit. Bei Bruchversuchen konnte sogar festgestellt werden, dass CAD/CAM-PMMA Werkstoffe eine höhere Bruchlast aushielten als konventionelle Glaskeramiken [58]. Gleichzeitig zeigen PMMA-Werkstoffe eine wesentlich geringere Abrasionsbeständigkeit gegenüber dem natürlichen Schmelz und sind somit antagonistenfremdlicher als Keramik [59]. Diese Vorteile können vor allem bei der temporären Versorgung von prothetischem Zahnersatz niemals bei direkt hergestellten Provisorien (egal ob PMMA oder Bisacrylate) erreicht werden [60, 61].

Des Weiteren muss immer die potentiell pulpenschädigende Wärmeentwicklung bei der Polymerisation direkter Provisorien im Mund berücksichtigt werden. Dies entfällt bei der CAD/CAM-Herstellung [62].

Doch bringt die hohe Konversionsrate neben weiteren Vorteilen wie geringere Allergenität und höhere Biokompatibilität einen bedeutenden Nachteil mit sich. Der vergleichsweise sehr geringe Anteil an reaktiven Monomeren erschwert die oftmals gewünschte adhäsive Befestigung von CAD/CAM-Langzeitprovisorien enorm. Mehrere Studien konnten feststellen, dass bis dato keine optimalen Haftwerte zwischen dem CAD/CAM-PMMA-Material und adhäsiven Befestigungsmaterialien auch durch spezielle Oberflächenkonditionierungen erreicht werden können [63-67].

Aktuell wird eine Konditionierung der Kleboberfläche mit Hilfe von Sandstrahlen und Anwendung von Bondingsystemen empfohlen [63-67].

Eine Behandlung der Provisorien mit Plasmagas im Sinne einer erhöhten Oberflächenenergie ist nicht wirksam [68].

2.4.3 Ästhetik und Farbbeständigkeit

CAD/CAM-Rohlinge aus PMMA gibt es in verschiedenen Farbabstufungen einfarbig und auch als Mehrschichtaufbau zur Imitation von Schmelz (höhere Transluzenz), Dentin (kräftigere, gefüllte Farbstruktur) und Zahnhals (dunkler Farbton). VITA CAD-Temp multiColor (VITA Zahnfabrik) als Beispiel bietet einen vierschichtigen Fräsrohling für ästhetisch anspruchsvolle Provisorien an [4].

Interessanterweise zeigt die aktuelle Studienlage, dass die CAD/CAM-PMMA Werkstoffe auch bei der Farbbeständigkeit im Vergleich zu anderen Werkstoffen wie Kompositmaterialien und Keramiken gute Ergebnisse hervorbrachten:

In einer vergleichenden Studie mit manuell hergestellten PMMA- und Komposit-Prüfkörpern, CAD/CAM-PMMA Prüfkörpern und einer Glaskeramik als Kontrollgruppe wurden diese Werkstoffe in-vitro in verschiedenen Färbelösungen für bis zu 180 Tage aufbewahrt. Die Verfärbungsrate wurde mit Hilfe eines Spektrophotometers gemessen. Zusammenfassend konnte festgestellt werden, dass die CAD/CAM-PMMA Werkstoffe ähnlich farbbeständig waren wie die Keramik und die Kompositwerkstoffe die höchste Verfärbung aufwiesen. Aufgrund weniger polarer Gruppen im Vergleich zu Kompositen und somit auch geringere Affinität zu Wasser und anderen polaren Flüssigkeiten könne die höhere Farbbeständigkeit von den

PMMA-Werkstoffen erklärt werden. Mit einer Politur konnten die Verfärbungen bei den PMMA-Werkstoffen nachträglich verringert werden [69].

Auch sollen im Vergleich zu konventionell im Labor hergestellten Komposit-Prüfkörpern die CAD/CAM-Kompositmaterialien eine signifikant geringere Farbstabilität aufwiesen [70].

Eine Studie zur Transluzenz und Fluoreszenz von manuell und CAD/CAM-gefertigten Polymerprüfkörpern stellte dar, dass vom ästhetischen Standpunkt CAD/CAM-Kunststoffe individuell je nach klinischer Situation ausgewählt werden sollten [71]. Die auf PMMA basierenden, hochverdichteten Kunststoffe besitzen aufgrund des geringen oder nicht vorhandenen Füllergehalts eine klinisch oft gewünschte, hohe Transluzenz und dadurch einen guten „Chamäleoneffekt“ [71].

Im Vergleich zu Bis-Acrylaten sind die PMMA-Werkstoffe farbbeständiger bei gleichzeitig geringerer Biegefestigkeit [72, 73]. Provisorien aus Bis-Acrylaten können des Weiteren mit herkömmlichen, lichthärtenden Kompositen repariert bzw. auch individualisiert werden [74, 75].

Allgemein und unabhängig vom Basismaterial wird eine gute Politur von Provisorien empfohlen um Verfärbungen zu minimieren und Reizungen der Gingiva zu vermeiden [76].

2.5 Rauigkeiten dentaler Werkstoffe

Die Oberflächenrauigkeit ist ein bedeutender Parameter, um die Oberflächengüte eines Materials zu evaluieren und wird als Ra in Mikrometer (μm) angegeben. Gemessen wird diese beispielsweise mit Hilfe eines Profilometers (z.B. MarSurf,

Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) [53]. Vor allem klinisch bedeutsam wurde ein direkter Zusammenhang zwischen der Plaqueakkumulation, der Adhäsion von *Candida albicans* und der Oberflächenrauigkeit festgestellt. Dies trifft auch auf das Potential von Materialverfärbungen zu [77-80].

Allgemein wird eine Rauigkeit (Ra) von 0,2 µm als klinisch akzeptabel angesehen um eine Plaqueakkumulation so gering wie möglich zu halten. Werte unterhalb 0,2 µm sind zwar erstrebenswert, zeigten aber keine weitere signifikante Reduktion der Adhäsion/Akkumulation von Mikroorganismen [81-83].

Generell kann eine Rauigkeit (Ra) von 0,25-0,5 µm von der menschlichen Zunge erfasst werden [84].

Schon die Materialauswahl entscheidet über die zu erwartende Oberflächenrauigkeit eines zahnmedizinischen Werkstoffes. So zählen PMMA-Werkstoffe zu den glatteren und besser polierbaren Prothesenkunststoffen als Polyamide (Ra PMMA vor/nach Politur: 0,995 µm/0,046 µm; Ra Polyamid vor/nach Politur: 1,111 µm/0,146 µm) [53].

Beim Einsatz von Glasfasern zur Verstärkung von Provisorienmaterial führte bei einem 2-prozentigen Gewichtsanteil an Glasfasern zu einer durchschnittlichen Oberflächenrauigkeit von Ra = 1,734 µm und somit zu einem klinisch inakzeptablen Wert mit Gefahr der vermehrten Plaqueakkumulation und Irritation der Weichgewebsstrukturen [85].

Bei der Lagerung von verschiedenen Kompositarten (Nanogefüllte, Mikrohybrid- und Hybridkomposite) in handelsüblichen Getränkelösungen (Cola, Kaffee, Tee) konnte gezeigt werden, dass nanogefüllte Komposite nach 30 Tagen Lagerung die geringste Erhöhung der Ra-Werte aufwiesen [86].

Die in einer vergleichenden Studie schon nach zweistufiger Politur (grob/fein) sehr glatten Oberflächen von nanohybrid- und mikrohybrid-gefüllten Kompositen konnten von sogenannten suprananogefüllten Kompositen nochmals übertroffen werden [87].

Bei einer Studie zur Alterung von drei indirekten Verblendkunststoffen unter Laborbedingungen wurde festgehalten, dass die Lagerung in Wasser keinen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit hatte. Nach dem ebenso durchgeführten Thermolastwechsel blieben die Werte bei Sinfony (Mikrohybridkomposit, 3M) konstant, bei VITA VM LC (Mikrogefüllter Komposit, VITA Zahnfabrik) erniedrigten und bei GC Gradia (Feinhybridkomposit, GC Europe, Leuven, Belgien) erhöhten sie sich. Bei GC Gradia wurden die erhöhten Ra-Werte durch eine Wasseraufnahme – ermöglicht durch die hydrolytische Desintegration des Werkstoffes - und somit Schwellung der Oberfläche erklärt [88].

Darüber hinaus sind die Art der Politur sowie die Auswahl der Polierer/Poliermittel entscheidend, wie gut eine Oberfläche geglättet werden kann. Die Auswahl an aktuellen Poliersystemen ist von mehrstufigen Diamantfinieren, Abrasionsscheiben oder mit Diamanten und Silikonen imprägnierten Weichgummipoliernäpfen bis hin zur einzeitigen Politur mit Silikocarbide-Bürstchen enorm [89].

Beispielsweise schnitt bei Studien über die Polierbarkeit und Oberflächenrauigkeit von drei Mikrohybridkompositen [90] und mehreren stopfbaren Kompositen [91] ein mehrstufiges System aus flexiblen, mit Aluminiumoxid beschichteten Polierscheiben (Sof-Lex, 3M, Seefeld, Deutschland) mit einer durchschnittlichen Oberflächenrauigkeit von 0,06-0,10 µm ab.

Ein einstufiges Poliersystem auf Basis eines UDMA-Kunststoff-Trägermaterials, imprägniert mit Diamantenstaub und Silikonoxiden (PoGo, Dentsply Caulk, Milford,

DE, USA), konnte wiederum noch bessere Werte als die Sof-Lex Polierscheiben erreichen [92]. Somit geht ein mehrstufiges und folglich zeitintensiveres Politurverfahren nicht unbedingt mit einem besseren Endresultat einher [90, 92-95].

2.6 Härteparamater dentaler Werkstoffe

Historisch gesehen waren die Prüfverfahren zur Messung der Vickers- oder Knoop Härte die meist angewendeten in der dentalen Werkstoffkunde [96-100].

Namensgeber der Vickershärte war der ehemalige Flugzeughersteller Vickers aus England, der dieses Prüfverfahren zur Qualitätssicherung seiner Flugzeugbauteile benutzte. Die DIN-Norm hierfür lautet DIN EN ISO 6507-1:2005 bis -4:2005. Dieses Verfahren ist eine nur halbautomatische Prüfmessung. So mussten in Studien mit Hilfe eines Messmikroskops Eindruckoberfläche der Vickers-Diamantpyramide (Öffnungswinkel 136°) manuell vermessen werden (aufeinander senkrecht laufende Diagonalen d_1 und d_2) [96-100]. Mit Hilfe der zur Prüfung festgelegten Kraft F konnte nun die einheitslose Vickershärte HV folgendermaßen berechnet werden:

$$HV = \frac{0,102 \cdot 2 \cdot F \cdot \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} \approx 0,1891 \frac{F}{d^2}$$

Dabei ist d als Mittelwert von d_1 und d_2 definiert:

$$d = \frac{d_1 + d_2}{2}$$

Problematisch bei diesen Verfahren ist die präzise und reproduzierbare optische Vermessung des mechanischen Eindrucks durch den Prüfdiamanten auf der Oberfläche unter dem Mikroskop. Aber auch die unterschiedliche Zusammensetzung von den Prüfkörpern (Füllgehalt und Füllkörpergröße) und die damit verbundenen unterschiedlichen Elastizitätsmerkmale werden nicht hinreichend berücksichtigt [101].

Martenshärte (HM), auch als „Universalhärte“ bekannt, wurde als DIN-genormtes Prüfverfahren (DIN EN ISO 14577) vom Physiker Adolf Martens (1850-1914, Deutschland) zur Bestimmung von plastischen und elastischen Eigenschaften eines Werkstoffes eingeführt. Durch Aufzeichnung der während des Eindringvorgangs der Vickers-Diamantpyramide Eindringtiefe h und benötigten Eindringkraft F erhält man eine dem Material zugeordnete charakteristische Kraft(F)-Eindringtiefe(h)-Kurve, siehe Abb. 1. Die Martenshärte wird mit Hilfe der Eindringtiefe unter der vorgegebenen Eindringkraft des Prüfdiamanten abgeleitet. Somit fallen potentielle Fehlerquellen wie das optische Vermessen weg. Als weiteren positiven Nebeneffekt werden die elastischen und plastischen Phasen der Verformung mit aufgezeichnet [102].

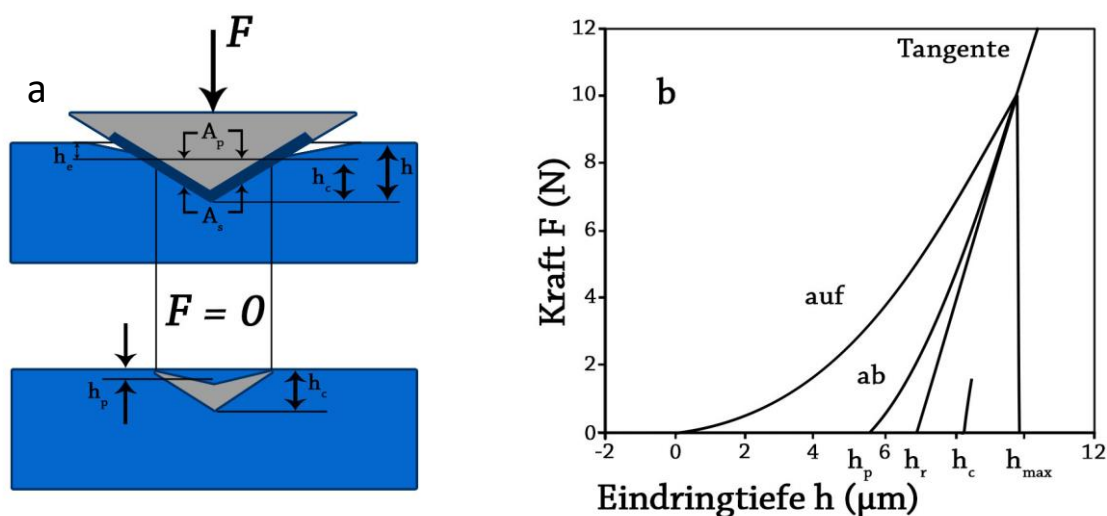


Abb. 1: Prinzip der instrumentierten Eindringprüfung (a) und Darstellung des Prüfvorganges (b)
(Quelle: DIN EN ISO 14577).

Die Einheit wird in N/mm^2 angegeben. Aufgrund des im Vergleich zu anderen Prüfverfahren einfachen Versuchsablaufes und der wenigen benötigten Prüfparametern (Kraft F und Weg h) eignete sich die Martenshärte für diese Studie mit unterschiedlichen Kunststoffen besonders gut [101].

Mit Hilfe des vorhin erwähnten Messverfahrens zur Prüfung der Martenshärte (HM) kann als weiterer Parameter das Elastische Eindringmodul (EIT) gemessen werden. Das Modul lässt sich ebenfalls aus der Kraft(F)-Eindringtiefe(h)-Kurve ermitteln. So ist EIT als der Anfangsanstieg der Entlastungskurve bei der Maximalkraft F_{max} definiert und wird in $\text{MPa} = \text{Megapascal}$ (N/mm^2) angegeben.

Eine in der Literatur gängige Apparatur zur Messung der Martenshärte (HM) ist die Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2.5 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) [101, 103, 104].

Zusammenfassend ist die Studienlage bezüglich Martenshärte und Provisorienmaterialien sehr übersichtlich; für CAD/CAM-PMMA Werkstoffe wurden keine Referenzen gefunden.

Eine Studie, die die Martenshärte und Biegefestigkeit bei konventionellen Kompositen in Bezug zur Lagerung in Flüssigkeiten und Thermolastwechseln überprüfte, kam zum Ergebnis, dass die Martenshärte weder durch die Flüssigkeitslagerung noch durch die thermische Beanspruchung (Wechselbäder von $5\text{ }^{\circ}\text{C}$ und $55\text{ }^{\circ}\text{C}$) beeinflusst wurde [103].

Interessante Ergebnisse lieferte auch eine Studie über die in-vitro Alterung von indirekten Verblendkunststoffen: Neben der Biegefestigkeit, Oberflächenrauigkeit, Verfärbung und Abrasionsbeständigkeit wurde auch die Martenshärte nach definierten Zeitabständen (1, 7, 28, 90 und 180 Tagen) gemessen. So wurde ein Anstieg der Martenshärte bei allen Kompositen mit zunehmender Lagerungszeit

festgestellt. Als plausible Erklärung dafür wurde eine Nachpolymerisation der Materialien angeführt. Somit könne die Martenshärte einen Aufschluss über die relative Konversionsrate von Kompositen geben [88].

2.7 Wasseraufnahme und Löslichkeit dentaler Werkstoffe

Bei einer vergleichenden Studie zu Acetalharzen als alternatives Prothesenbasis- und Verschlussmaterial und wärmepolymerisierten PMMA zur Wasseraufnahme und Löslichkeit, zeigte PMMA eine deutlich höhere Löslichkeit und Wasseraufnahme als rosa und weißes Acetalharz [105].

Die Korrelation zwischen Restmonomer und Wasseraufnahme sowie der Löslichkeit wurde in einer vitro-Studie mit vier hypoallergen Zahnprothesen-Basismaterialien (Sinomer, Novodent, Eschen Liechtenstein; Polyan, DentalPlus, Samerberg, Deutschland; Promysan Pedrazzini Dental, Ottobrunn, Deutschland; Microbase, Degudent) mit der eines thermopolymerisierbaren PMMA (Paladon 65, Heraeus Kulzer) untersucht. Während die Wasseraufnahme und Löslichkeit durch Berechnungen von Massedifferenzen bestimmt wurde, fand durch Gaschromatografie die Bestimmung der Restmonomerkonzentration statt. Es wurde eine signifikant niedrigere Restmonomerkonzentration für die hypoallergenen Basismaterialien im Vergleich zu der PMMA-Kontrollgruppe ($P < 0,05$) gezeigt. Promysan hatte eine signifikant niedrigere Wasseraufnahme als Paladon 65 ($P < 0,0001$), während die Löslichkeit der hypoallergenen Prothesenbasismaterialien nicht signifikant niedriger war als das PMMA-Material ($P > 0,05$). Durch die höhere Restmonomerkonzentration ging man bei dieser Studie von einer geringeren Strukturstabilität und somit höheren Hydrolyseprozessen bei dem PMMA aus [106].

In einer Studie, die die Wasseraufnahme, Löslichkeit und Mikrohärtigkeit eines thermisch härtenden PMMA und eines flexiblen, thermoplastischen Polyamid-Nylon-Prothesenbasiskunststoffes verglich, konnte als Ergebnis festgehalten werden, dass das PMMA eine höhere Wasseraufnahme, Löslichkeit und Mikrohärtigkeit als das thermoplastische Polyamid-Nylon zeigte [107].

Ein herkömmliches Prothesenbasispolymer (Palapress vario) wurde in einer weiteren Studie im Vergleich zu einem Methylmethacrylat-freiem Prothesenbasispolymer (Eclipse) auf Wassersättigung und die Biegefestigkeit nach Glasfaserverstärkung bewertet. Ergebnis: Die Wasseraufnahme betrug nach 76 Tagen Lagerungszeit 2,08% für Palapress vario und 1,55% für Eclipse und führte zu einer Abnahme der Biegefestigkeit der Materialien, wobei das PMMA mit Glasfaserverstärkung die höchste Biegefestigkeit (201,1 MPa) im Vergleich zu dem faserverstärkten Eclipse (79,1 MPa) ($p < 0,05$) hatte [108].

2.8 In-vitro Alterung dentaler Werkstoff mit Hilfe von Aufbewahrungsmedien

Es gibt viele Möglichkeiten, mit Hilfe von Flüssigkeiten experimentell Materialalterung zu simulieren.

Vor allem bei Versuchen zur Verfärbung von zahnfarbenen Kunststoffen hat sich die Lagerung der Prüfkörper in verschiedenen Färbelösungen bei einer Temperatur von 37 °C in einem Inkubator etabliert. Gebräuchliche Lagerungsmedien sind diesbezüglich vor allem übliche Getränke wie Kaffee, Schwarztee, Cola, Säfte und Rotwein. Besonders Kaffee und Rotwein haben starke Verfärbungen hervorgerufen. Als Referenzmedium dient meistens destilliertes Wasser [69, 70, 76, 86, 95, 109].

Einige dieser Studien beinhalteten zusätzlich noch die Messung der Oberflächenrauigkeit im Verlauf zur Lagerungszeit [86, 95]. Vor allem Cola (pH = 2,7), gefolgt von Kaffee, führte zu starken Oberflächenveränderungen mit höherer Rauigkeit. Es wurde ein Zusammenhang mit dem sehr niedrigen pH (Säure) der Flüssigkeiten und der Oberflächendegradation gesehen [86].

Nach den Richtlinien der Food and Drug Administration (USA) [110] wurde im Jahre 2006 eine Studie mit sogenannten Nahrungsmittel-stimulierenden Flüssigkeiten als Lagerungsmedien zur Alterung von Provisorienmaterialien und den physikalischen Eigenschaften wie Härte und Biegefestigkeit durchgeführt [99]. Als Medien dienten Heptan (Simulation von fetthaltigen Nahrungsbestandteilen), 0,02 N-molare Zitronensäure (Simulation von säurehaltigen Nahrungsmitteln und Getränken), 75%ige Ethanollösung (Simulation von Alkoholika) und Wasser (Simulation des Speichels). Die Ergebnisse waren beeindruckend: Unter anderem wurde Dentalon Plus (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) in Heptan und Ethanol komplett degradiert. Sowohl die Härtebestimmung als auch der Biegetest konnten nicht mehr durchgeführt werden. Allgemein führte die Lagerung in Ethanol und Heptan zu niedrigeren Werten bei der Biegefestigkeit und Knoophärte während die Lagerung in Zitronensäure und Wasser höhere Werte hervorbrachte [99].

Zu den aufwändigeren Testverfahren gehört die Methode des Thermolastwechsels. Mit Hilfe zweier unterschiedlich temperierten Wasserbäder (primär 5°C/55°C; destilliertes Wasser; jeweils 20 bis 60 Sekunden Verweilzeit) soll der potentielle thermische Stress innerhalb der Mundhöhle des Menschen (kalte/warme Getränke oder Speisen) simuliert werden. Mit dieser Methode werden vor allem mechanische Eigenschaften wie Härteparameter (Martenshärte, Vickershärte) oder Biegefestigkeit im Zusammenhang mit der Alterung von Werkstoffen überprüft [60, 88, 103].

Eine noch realistischere Versuchsanordnung ist ein mit Flüssigkeit gefluteter thermomechanischer Kausimulator (z.B. Modell der Universität von Zürich, Schweiz; Norm: ISO/TS 14569-2; 5 °C/55 °C; destilliertes Wasser; simulierte Kaufkraft 49 N mit Hilfe von natürlichen Molarenhöckern bei einer Frequenz von 1,67 Hz; bis zu 1,2 Millionen Zyklen). Dieser dient primär dazu, die Abrasionsfestigkeit von Zahnersatzmaterialien zu ermitteln [58, 59, 88].

Mit künstlichem Speichel als Lagerungsmedium (als alleinige Lösung oder beigemischt) und Inkubation bei 37 °C wurde in mehreren Studien versucht, die natürlichen Bedingungen in der Mundhöhle nochmals präziser zu simulieren [58, 72, 73, 111, 112].

In diversen Studien wurde der künstlicher Speichel unter Laborbedingungen nach Fusayama/Meyer hergestellt: NaCl 0,4 g/l, KCl 0.4 g/l, $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 0.906 g/l, $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 0.690 g/l, $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$ 0.005 g/l, Urea 1 g/l, aufgelöst in destilliertem Wasser. Der pH-Wert dieser Lösung beträgt 4,7 [113].

Eine Studie zeigte, dass die Alterung in künstlichem Speichel keinen Einfluss auf die Bruchlast von CAD/CAM-gefertigten PMMA-Brücken (3-gliedrig) hatte. Im Vergleich zu den Brücken aus Glaskeramik waren diese auch stabiler und wurden somit als mögliche definitive Alternativversorgung vorgeschlagen [58].

Zur Überprüfung der Farbstabilität von Provisorienmaterialien wurde in einer Versuchsreihe künstlicher Speichel mit verschiedenen Getränken (Tee, Kaffee und Cola) und einer Kurkumalösung angemischt um in diesen Lösungen dann verschiedene Werkstoffe (ein PMMA-Kunststoff und mehrere Komposite) bis zu 15 Tage gelagert. Mit Hilfe eines Spektrophotometers stellte man fest, dass das Lagerungsmedium mit Kurkuma gefolgt vom Kaffee- und Teelagerungsmedium die

stärksten Verfärbungen zeigten und von den Materialien der PMMA-Werkstoff am anfälligsten für Verfärbungen war [111].

Eine weitere Versuchsanordnung zur Medienlagerung und Farbstabilität zeigte, dass PMMA-basierende Provisorienmaterialien im Vergleich zu auf Butylmethacrylat-basierenden Kunststoffen in reinem, künstlichem Speichel zwar die stärksten Verfärbungen hatten, dafür aber in einer Mischung aus Tee und künstlichem Speichel die geringste Verfärbung erfuhren. Somit wurde eine Empfehlung für PMMA-basierende Werkstoffe bei Langzeitprovisorien ausgesprochen [72].

Eine in-vitro Studie untersuchte den Einfluss von künstlicher Alterung auf die Oberflächeneigenschaften und frühzeitiger Bakterienadhäsion von Streptococcus mutans auf die Oberflächeneigenschaften von direkten Restaurationskompositen. Diese Kunststoffe wurden in bis zu einem Jahr in Wasser, Ethanol oder künstlichem Speichel bei 37 °C gelagert und einem Thermallastwechsel unterzogen. Es wurden die Oberflächenrauigkeit, Hydrophobie sowie die bakterielle Adhäsion durch Fluorometrie mit und ohne vorherige Exposition mit menschlichem Speichel überprüft. Besonders hervorzuheben war, dass bei den nicht exponierten Prüfkörpern ein signifikanter Anstieg der Bakterienadhäsion im Laufe der Zeit festgestellt wurde, während bei den in menschlichem Speichel exponierten Prüfkörper ein signifikanter Abstieg der Bakterienadhäsion stattfand [114].

Eine Studie zur Oberflächenrauigkeit von polierten Provisorienmaterialien (fünf PMMA-basierende und sieben Bisacrylat-basierende) vor und nach Lagerung in künstlichem Speichel und eine Lösung aus künstlichem Speichel und Kaffee kam zum Schluss, dass die Oberflächenrauigkeit für fast alle Materialien nach Lagerung in den Medien anstieg, wobei die PMMA-basierenden Provisorien allgemein glattere Oberflächen zeigten [115].

Verglichen wurden in einer weiteren Arbeit drei Provisorienmaterialien (PMMA-basierend-autopolymerisierend, Bisacrylat-basierend-autopolymerisierend und UDMA-basierend-lichthärtend) bezüglich der Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul nach Lagerung in künstlichem Speichel und Testintervallen von 24 Stunden und sieben Tagen. Die Biegefestigkeit der PMMA-Provisorien sank signifikant während die Bisacrylat-Provisorien einen signifikanten Anstieg nach 24 Stunden Lagerung zeigten. Danach blieben die Werte konstant. Im Gegensatz dazu zeigte der lichtgehärtete UDMA-Kunststoff einen signifikanten Anstieg der Biegefestigkeit nach sieben Tagen. Es wurde hier eine Nachpolymerisation vermutet. Die Veränderungen des Elastizitätsmodul waren nicht signifikant [112].

Es wurden keine Studien zur Lagerung von dentalen CAD/CAM-Kunststoffen in echten, menschlichen Speichel gefunden.

3 Ziele und Null-Hypothesen dieser Arbeit

Basierend auf der Literaturrecherche wurde festgestellt, dass bis dato nur sehr wenige unabhängige und wissenschaftlich fundierte Forschungsergebnisse bezüglich den physikalisch-mechanischen Eigenschaften von modernen CAD/CAM-PMMA Werkstoffen nach Alterung in verschiedenen flüssigen Lagerungsmedien über einen längeren Zeitraum vorhanden sind.

Diese Studie soll somit als Ziel folgende physikalisch-mechanische Parameter bei vier verschiedenen, aktuell auf dem Dentalmarkt befindlichen CAD/CAM-PMMA Werkstoffen und einem manuell polymerisierten Referenz-PMMA-Kunststoff nach vorgegebenen, zeitlichen Lagerungsabständen in vordefinierten Aufbewahrungsmedien prüfen, die gewonnenen Ergebnisse statistisch erheben und auswerten:

- Rauigkeit (Ra) als Parameter zur Oberflächenbeschaffenheit der Kunststoffe,
- Löslichkeit (S) als Parameter zur Widerstandsfähigkeit und Integrität der Kunststoffe,
- Wasseraufnahme (WA) als weiterer Parameter zur Integrität und Strukturstabilität auf Molekülebene der Kunststoffe,
- Martenshärte (HM) als komplett autonom-maschinell gemessener Härteparameter der Kunststoffe,
- Vickershärte (HV) als weiterer, vom Anwender abhängigen/beeinflussten, halbautonom-maschinell gemessener Härteparameter der Kunststoffe und
- Elastisches Eindringmodul (EIT) als weiterer Härteparameter.

Die Null-Hypothesen lauten wie folgt:

1. Die Lagerungsdauer hat keine Auswirkung auf die Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (WA), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastisches Eindringmodul (EIT) und Eindringhärte (HIT).
2. Die Lagerungsmedien haben keine Auswirkung auf die Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (WA), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastisches Eindringmodul (EIT) und Eindringhärte (HIT).
3. Die CAD/CAM-PMMA Werkstoffe untereinander zeigen keine Unterschiede bei den Prüfparametern Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (WA), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastisches Eindringmodul (EIT) und Eindringhärte (HIT).
4. Der manuell polymerisierte Referenz-PMMA-Kunststoff ist den modernen CAD/CAM-PMMA Werkstoffen bei den physikalisch-mechanischen Eigenschaften/Prüfparametern Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (WA), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastisches Eindringmodul (EIT) und Eindringhärte (HIT) unterlegen.

4 Material und Methode

4.1 Materialliste der Prüfkörper

Es wurden insgesamt fünf verschiedene Kunststoffe geprüft. Diese ließen sich in eine Gruppe von vier auf PMMA-basierenden, mit CAD/CAM-fräsbaaren Kunststoffen (artBloc Temp, Telio CAD, CAD Temp, Zeno PMMA) und einer Kontrollgruppe auf Basis eines konventionellen anmischbaren Methacrylat-Kunststoffes (Dentalon Plus) einteilen. Zusammensetzung, Abkürzung, Hersteller und LOT Nr. siehe Tabelle 1.

Tab. 1: Zusammenfassung der verwendeten Kunststoffe, Abkürzungen, Zusammensetzungen, Hersteller und Lot Nummern.

Material	Abkürzung	Zusammensetzung	Hersteller	LOT.Nr.
artBloc Temp	AT, Kunststoff 1	99% PMMA, ungefüllt, OMP=organic modified polymer network, (an-)organische Pigmente	Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland	23408
Telio CAD	TC, Kunststoff 4	99,5% PMMA Polymer, ungefüllt, (an-)organische Pigmente	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	R36500
CAD-Temp	CT, Kunststoff 5	PMMA, 14% mikro-gefüllt (SiO ₂), (an-)organische Pigmente	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	11000
Zeno PMMA	ZP, Kunststoff 8	PMMA, ungefüllt	Wieland Dental, Pforzheim, Deutschland	0801
Dentalon Plus (Kontrollgruppe)	DP, Kunststoff 9	Flüssigkeit: Ethylmethacrylat, n- Butylmethacrylat, Urethanacrylat, Pulver: Polyethylmethacrylat, Polymethylacrylat, anorganische Füllstoffe	Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	013322

4.1.1 Dentalon Plus, als Kontrollgruppe

Dentalon Plus ist ein seit Jahrzehnten in der Zahnheilkunde angewendetes Provisorienmaterial auf der chemischen Basis von Monomethacrylaten [116]. Wegen der einphasigen Herstellung (Handanmischung von Pulver und Flüssigkeit) [116] und die für den Einsatz der temporären Versorgung ausreichenden mechanischen Eigenschaften wie Farbbeständigkeit und Festigkeit [99, 117], eignete es sich als Kontrollgruppe.

Für die Herstellung der Prüfkörper musste der Kunststoff manuell folgendermaßen vorbereitet werden:

Die Flüssigkeit und das Pulver wurden nach Herstellerangaben im korrekten Verhältnis (Flüssigkeit zu Pulver = 1,2 ml zu 2 g) in einem Resin-Mixbecher (Scheu Dental, Iserlohn, Deutschland) für 60 Sekunden angemischt, bis eine homogene Konsistenz erreicht wurde.

Der noch flüssige Kunststoff wurde dann in eine Silikonform (Optosil Comfort, Heraeus Kulzer, Deutschland; Negativform für einen Quader der Abmessungen 10 x 10 x 15 mm) blasenfrei gegossen, der Überschuss entfernt und mit einer Glasplatte abgedeckt und für 20 Minuten in einem Drucktopf (Palamat elite, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) bei 52 °C und 4,5 Bar auspolymerisiert.

Die so entstandenen Quader wurden unter eine Lichtquelle nach Lufteinschlüssen untersucht und gegebenenfalls verworfen und erneut hergestellt.

4.1.2 artBloc Temp

Die Fräsblöcke aus artBloc Temp bestehen aus einem organisch modifizierten Polymernetzwerk, das sich durch auf nanomolekularer Ebene vernetzte PMMA-Molekülen unterschiedlicher Beschaffenheit und Größe und deren kompakte, räumliche Anordnung auszeichnet. Dadurch wird eine Materialdicke mit hoher Abrasionsfestigkeit ohne die Notwendigkeit von anorganischen Füllerkomponenten erreicht [118].

4.1.3 Telio CAD

Auch Telio CAD hat als Hauptbestandteil Polymethylmethacrylat. Es können auch hier sowohl provisorische Einzelkronen, als auch ein- oder mehrgliedrige Brücken mit guter Ästhetik, hoher Biegefestigkeit und hoher Abrasionsstabilität, bei gleichzeitiger Antagonistenfreundlichkeit hergestellt werden [4, 59, 60, 118].

Als nachteilig – wie auch bei anderen PMMA-CAD/CAM-Materialien – wird der nicht immer ausreichende Halt von Telio CAD beschrieben [118].

Eine ausreichende adhäsive Befestigung von solchen Materialien kann nur durch die Vorbehandlung mit Hilfe von Sandstrahlen sowie speziellen Bondingsystemen ermöglicht werden [63-66].

XTT-Tests (Zytotoxizitätstest) sowie AMES-Tests (Mutationstest) ergaben kein zytotoxisches oder mutagenes Potential von Telio CAD [118].

4.1.4 CAD Temp

CAD Temp ist ein hochvernetztes Acrylatpolymer mit Mikrofüllern (MRP = Microfiller Reinforced Polyacrylic; 14 Gew.-% anorganische Mikrofüllstoffe, Siliziumoxide). Diese Mikrofüllstoffe werden mithilfe eines Nachpressverfahrens in das vorhandene PMMA-Netzwerk einpolymerisiert. So entsteht ein sehr homogener und nahezu monomerfreier Werkstoff. Dies wiederum führt zu einer guten Polierbarkeit und hohen Abrasionsfestigkeit bei guter Ästhetik [4, 118].

Durch künstliche Alterung wurde die Bruchfestigkeit von CAD-Temp nicht beeinflusst. [58] Auch das Abrasionsverhalten von CAD Temp zu natürlichen Antagonisten ist wesentlich geringer [59].

4.1.5 Zeno PMMA

Zeno PMMA wird als Ronden (Durchmesser 98,5 mm) für Zenotec Fräsmaschinen geliefert und hat den höchsten prozentualen Anteil an nicht weiter modifiziertem PMMA. Es dient ebenfalls zur Herstellung von Langzeitprovisorien von Kronen und Brücken. [118] Da Zeno PMMA keine Füller aufweist, hat es eine sehr hohe Transluzenz, was den besonders guten „Chamälioneffekt“ bestätigt [71].

Nachteilig auf die Festigkeitsparameter von Zeno PMMA zeigten sich die Lagerung in künstlichem Speichel sowie die Alterung im Kausimulator. Im Vergleich zu ArtBloc Temp, Telio CAD und CAD Temp konnten deutlich Anzeichen von Materialermüdung bei Zeno PMMA festgestellt werden [58].

Kein Werkstoff konnte in der vergleichenden Studie mit Kausimulation von dentalen CAD/CAM-Werkstoffen geringere Abrasionen am natürlichen Antagonistenschmelz aufweisen [59].

4.2 Herstellung der Prüfkörper

Es wurde als Standardprüfkörper ein Quader mit der Abmessung 10 x 10 x 3 mm definiert. Abweichungen waren pro Kante von maximal +/- 0,1 mm zulässig.

Es wurden pro Material $n = 40$ Prüfkörper festgelegt, was eine Gesamtanzahl von $N = 200$ Prüfkörper bei fünf verschiedenen Materialien ergab.

Zuerst wurden die zu prüfenden Materialien mit Hilfe einer wassergekühlten Diamanttrennscheibe (50A20, Struers, Ballerup, Dänemark) in der Präzisionstrennmaschine Secotom-50 (Struers) in handliche Quader mit einer Grundfläche von 10 x 10 mm und einer maximalen Höhe von 100 mm gesägt.

Danach wurde mit Hilfe der oben genannten Präzisionstrennmaschine ein für alle Kunststoffe identisch programmierter Serienschritt mit folgenden Parametern angefertigt: Serierendicke der Prüfkörper von 3,15 mm (um gewisse Toleranz der Maschine und weiteren Materialverlust bei den folgenden Arbeitsschritten wie Politur auszugleichen), Rotationsgeschwindigkeit 4000 U/min, Vorschubgeschwindigkeit 0,2 mm/s, Anzahl der Prüfkörper pro Durchlauf maximal $n = 10$, siehe Abbildung 2.



Abb. 2: Nahaufnahme Präzisionstrennmaschine Secotom-50 während eines Serienschnittprogramms.

Pro Prüfmaterial wurden $n \geq 50$ Prüfrohlänge geschnitten, in einem Ultraschallbad (L&R Transistor/ Ultrasonic T-14, L&R Manufacturing Company, Kearny, USA), gefüllt mit destilliertem Wasser, für 10 min gereinigt (Schleifstaub) und dann mit Hilfe eines digitalen Tastzirkels (Crimp Height Micrometer, Mitutoyo, Japan) auf die Enddicke kontrolliert. Es wurde dazu ein Toleranzbereich von 3,00 mm bis 3,30 mm angewendet, da ein Verlust an Dicke bei der Politur zu berücksichtigen war.

Des Weiteren wurden die Rohlinge aus Dentalon Plus nochmals mit Hilfe einer Lichtquelle (MICROLUX Diagnostik-Licht, Sigma Dental Systems, Handewitt, Deutschland) durchleuchtet, um etwaige bei der Polymerisation eingeschlossene Luftblasen zu erkennen.

Jeder einzelne Prüfkörper wurde manuell an der Politurmaschine Tegramin-20 (Struers) nach folgendem Politurprotokoll poliert:

Grundparameter:

300 U/min bei Wasserkühlung mit mittlerer Durchflussrate, pro Schleifpapier jeweils für 10 s einseitige Politur der Oberfläche des Prüfkörpers bei geringem digitalem Druck und manuellen Kreisbewegungen in Form einer liegenden Acht.

Reihenfolge der Schleifpapiere und Körnung:

Siliziumkarbid Nassschleifpapier (Struers) P500 zur Vorpolitur und Entfernung von eventuellen Schnittgraten vom Serienschnitt, P1200 und P2400 zur Politur und P4000 zur Hochglanzpolitur.

Mit Hilfe des digitalen Tastzirkels (Crimp Height Micrometer, Mitutoyo) folgte wiederum die Kontrolle der Prüfkörperdicke, um den oben angegebenen Toleranzbereich von 2,9 bis 3,1 mm Dicke zu verifizieren beziehungsweise Prüfkörper außerhalb dieser Norm zu verwerfen.

Eine visuelle Beurteilung nach einem erneuten Ultraschallbad für 10 min schließt den Herstellungsablauf ab.

4.3 Bestimmung der Trockenmasse der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden zur Bestimmung ihrer Trockenmasse nach der ISO-Norm EN ISO 10477:2004 (D) in einem Exsikkator (DURAN Exsikkator, DURAN Group GmbH, Wertheim, Deutschland), gefüllt mit Roth Silica Gel Orange (Carl Roth GmbH + Co. KG, Karlsruhe, Deutschland), bei einer konstanten Temperatur von 37 °C in einem Wärmeschrank (Mettler U30, Mettler GmbH + Co. KG, Schwabach, Deutschland) für 7 Tage gelagert.

Es folgte die Bestimmung der Masse eines jeden Prüfkörpers mit einer Feinwaage (NewClassic MF Model, MS 104S/M01, Mettler Toledo, Giessen, Deutschland). Nach der Eingabe der Werte in eine Exceltabelle wurden die Prüfkörper erneut in dem Exsikkator für weitere 7 Tage gelagert. Daraufhin wurde ein Vergleich des Massenverlustes erstellt. Bei einem Masseverlust von unter 0,1 mg war die

Trockenmasse erreicht. War der Masseverlust größer als 0,1 mg, so wurde der Prüfkörper einem weiteren Zyklus von 7 Tagen getrocknet. Dieser Zyklus wurde so lange wiederholt, bis der Masseverlust weniger als 0,1 mg betrug. Im Durchschnitt dauerte dieser Prozess vor Beginn der Versuchsreihe vierzehn Tage.

4.4 Aufbewahrungsmedien

Es wurden vier verschiedene flüssige Aufbewahrungsmedien für die Versuche ausgewählt:

- Natürlicher Speichel von zehn freiwilligen Probanden. Alle Probanden wurden zahngesundheitlich untersucht und hatten bei natürlicher Bezahnung keine aktive Karies oder Parodontalerkrankungen. Der Speichel wurde nach 24 h Karenz der Zahnpflege sowie 2 h Nahrungsmittelkarenz (Essen und Trinken), mit Hilfe von Parafilm kauen, stimuliert und gesammelt. Der Speichel wurde im gleichen Volumenverhältnis gemischt und gekühlt gelagert (pH-Wert: Median: 6,85; Min/Max: 4,5 – 7,6; Abkürzung: nS).
- Künstlicher Speichel, hergestellt nach Fusayama/Meyer [113]: NaCl 0,4 g/l, KCl 0,4 g/l, $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 0,906 g/l, $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 0,690 g/l, $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$ 0,005 g/l, Urea 1 g/l. Aufgelöst in destilliertem Wasser (pH-Wert: 4,7; Abkürzung: kS).
- 0,9%ige, handelsübliche isotonische Kochsalzlösung (BRAUN Isotone Kochsalzlösung 0,9%, Ecobag; B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) (pH-Wert: Median: 5,7; Min/Max: 4,5 – 7; Abkürzung: NaCl).
- destilliertes und filtrierte Wasser (Aqua Bidest.; Kerndl, Weissenfeld, Deutschland) (pH-Wert: 6,7; Abkürzung: dW).

Alle Medien wurden während der Versuchsreihe im 14-Tage-Rhythmus ausgetauscht.

4.5 Prüfmaschinen und zu bestimmende physikalische Messgrößen

4.5.1 Rauigkeitsprüfung

Die Rauigkeit der polierten Kunststoffoberflächen eines jeden Prüfkörpers wurde mit Hilfe des Prüfgerätes MarSurf M400+SD26 (Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) ermittelt.

Mit Hilfe einer Wasserwaage wurde die Prüfeinheit mit Ausleger horizontal zur Erdanziehungskraft ausgerichtet. Der Prüfkörper wurde mit Hilfe einer Halterung parallel zur Prüfeinheit fixiert (siehe dazu Abbildung 3).



Abb. 3: Detailaufnahme des Auslegers vom Rauigkeitsprüfgerät MarSurf M400+SD26.

Die Rauigkeit wurde jeweils drei Mal in vertikaler und horizontaler Richtung mit 0,25 mm Zwischenabstand gemessen. Das Messgerät MarSurf M400+SD26 zog dabei

mit Hilfe eines Auslegers eine 2 µm dünne Diamanttastspitze (Anpressdruck 0,7 mN) 6 mm im Lotwinkel über die Oberfläche und ermittelte dabei das Oberflächenprofil mit grafischer 2D-Auswertung und Angabe der Kenngröße Ra. Dabei steht die Abkürzung Ra für die mittlere Rauigkeit und wird in µm angegeben.

4.5.2 Prüfung der Härteparameter

Mit der Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2.5 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) wurden mehrere Prüfverfahren zur Bestimmung von Härteparametern angewendet.

Für diese Studie wurde die Härteprüfmaschine mit einem Prüfteller zur Probenaufnahme (Manueller Kreutztisch, Tischgröße 135 x 135 mm, digitale Mikrometerschrauben, Digitalanzeige und Positionsübergabe, Druckfestigkeit bis zu 2,5 kN; Zwick/Roell), einer optischen Einheit mit Videoaufzeichnung und digitaler Echtzeitübertragung auf einem Computer, einer vollautomatisch agierenden Messeinheit mit einem genormten und mit Drucksensoren (Prüfkraftbereich 2 N - 200 N) ausgestatteten Eindringkörper (Vickers-Diamantpyramide (136°); Zwick/Roell) und einem digitalem Wegmesssystem zur Bestimmung der Eindringtiefe ausgestattet (siehe Abbildung 4).

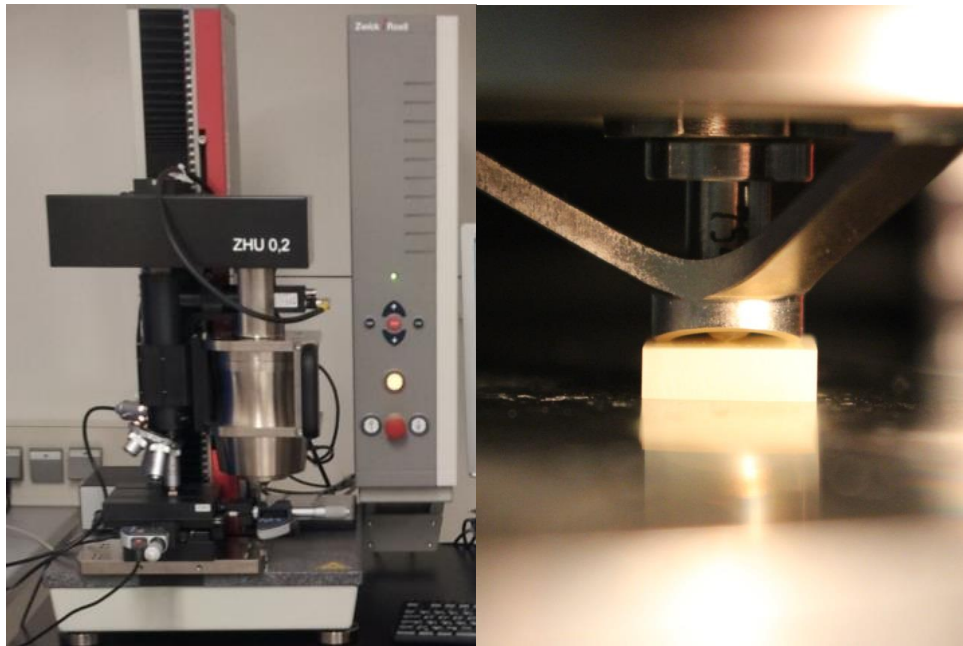


Abb. 4: links: Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2.5; rechts: Nahaufnahme Eindringkörper während des Prüfverfahrens.

So wurde jeder Prüfkörper mit Zuhilfenahme der Computer-Software testXpert (Zwick/Roell) auf folgende physikalischen Materialeigenschaften überprüft:

1. Martenshärte (MH), Einheit in N/mm^2 . Automatische Prüfmessung.
2. Elastisches Eindringmodul (EIT), als der Anfangsanstieg der Entlastungskurve bei der Maximalkraft F_{max} definiert und in $\text{MPa} = \text{Megapascal (N/mm}^2\text{)}$ angegeben.
3. Vickershärte (HV), einheitslos. Halbautomatische Prüfmessung: mit Hilfe des Messmikroskops der Zwick Härteprüfmaschine wurde die Eindruckoberfläche der Vickers-Diamantpyramide (Öffnungswinkel 136°) im Computerprogramm testXpert manuell vermessen (aufeinander senkrecht laufende Diagonalen d_1 und d_2).

Die spezifischen Prüfparameter für diese Studie lauteten:

Prüfkraft F: 10 N, Kraftdauer: 20 s, Eindringpyramide mittig auf polierte Oberfläche der Prüfkörper.

4.5.3 Prüfung der Gewichtsänderung der Prüfkörper

Die Masse eines jeden Prüfkörpers wurde mit Hilfe einer Analysenwaage (NewClassic MF Model, MS 104S/M01, Mettler Toledo, Giessen, Deutschland) - auf 1×10^{-4} Gramm Genauigkeit bestimmt.

4.5.4 Bestimmung der pH-Werte der Aufbewahrungsmedien

Ausschließlich zur Kontrolle der pH-Werte der verschiedenen Aufbewahrungsmedien und deren Qualitätssicherung wurde ein pH-Meter (Voltcraft PH-100 ATC, Conrad Electronic, Hirschau, Deutschland) verwendet. Die Eichung des Gerätes fand 14 täglich mit Hilfe einer genormten Eichlösung statt. Die Messung der pH-Werte fand täglich und nach jeder Entnahme von Prüfkörpern zur Messung statt. Auch wurden die frisch zugeführten Flüssigkeiten auf den korrekten pH-Wert kontrolliert.

4.5.5 Bestimmung der Wasserabsorption und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme eines Prüfkörpers wurde mit Hilfe folgender Gleichung für jeden beliebigen zeitlichen Prüfabschnitt berechnet:

$WA(xd)$ (Wasseraufnahme nach X Tagen) = $m(xd)$ (Masse an Tag X) – $m(0d)$
(Trockenmasse am Anfang der Versuchsreihe)

Am aussagestärksten ist die Gesamtwasseraufnahme nach 180 Tagen:

$WA(180d) = WA(ges.) = m(180d) - m(0d)$; Einheit in [g], auf 4 Dezimalen Genauigkeit.

Die Löslichkeit (S) wurde wie folgt berechnet:

$S = m(0d)$ (Trockenmasse am Anfang der Versuchsreihe) – $m(200d)$ (Trockenmasse nach Beendigung der Versuchsreihe); Einheit in [mg], auf 4 Dezimalen Genauigkeit.

4.6 Versuchsanordnung und Ablauf des Alterungsprozesses

Es wurden vier handelsübliche Sortimentskästen mit jeweils 10 Fächern (10-fach Sortimentskasten, Bestell-Nr.: 816574 – 62, Conrad, Deutschland) mit einer Beschriftung des jeweiligen Prüfmediums (es wurde ein Medium pro Kasten definiert) und den dazugehörigen Gruppen versehen.

Des Weiteren wurden die Böden der Fächer mit einem saugfähigen Kunstschwamm ausgekleidet, um eine ganzheitliche Umspülung der Prüfkörper vom Prüfmedium zu gewährleisten.

Um einen realistischen und der Temperatur der Mundhöhle entsprechenden Alterungsprozess zu simulieren, wurden die nun mit dem jeweiligen Aufbewahrungsmedium gefluteten Kästen mit den einsortierten Prüfkörpern in einem Laborbrutschrank (Hera Cell 150, Hereaus, Hanau, Deutschland) bei einer konstanten Temperatur von 37 °C gelagert.

Initial (null Tage, $d = 0$) wurden für jeden Prüfkörper zuerst die Härteparameter (HV, HM, EIT), die Trockenmasse ($m(0d)$) und die Rauigkeit (R_a) bestimmt. Anschließend wurden die Prüfkörper in den auf 37 °C eingestellten Brutschrank eingelagert.

Nach genau $d = 1, 7, 14, 28, 90$ und 180 Tagen wurden die Prüfkörper aus dem Brutschrank zur Messung der physikalischen Parameter entnommen. Für jeden Messtag wurde folgendes Protokoll abgearbeitet:

Nach Entnahme aus dem Brutschrank folgte eine Reinigung der Prüfkörper unter destilliertem Wasser für ca. 15 s. Die Trocknung erfolgte mit Filterpapier und anschließender Lufttrocknung für 15 s durch ölfreier Druckluft. Daraufhin wurden die Prüfkörper mit der Analysenwaage gewogen, die Oberflächenrauigkeit gemessen und die Härteparameter (HV, HM, EIT) erfasst. Die Prüfkörper wurden danach für die weitere Lagerung in den Brutschrank zurückgeführt.

Nach dem letzten Messtag ($d = 180$) wurde die Trockenmasse der Prüfkörper zur Bestimmung der Löslichkeit in den verschiedenen Prüfmedien nach dem oben beschriebenen Punkt 4.3 „*Bestimmung der Trockenmasse der Prüfkörper*“ ermittelt. Durchschnittlich dauerte der Trocknungsprozess am Ende der Versuchsreihe 21 Tage, bis eine konstant bleibende Trockenmasse der Prüfkörper erreicht wurde. Deswegen wurde der Übersicht halber vereinfacht die Trockenmasse als $m(200d)$ definiert (180d Lagerung + 20d (abgerundet) Trocknung).

4.7 Statistische Auswertung

Die Auswertung fand mit dem Statistikprogramm SPSS (SPSS V20, SPSS INC, Chicago, IL, USA) statt. Es wurden die deskriptiven Daten folgendermaßen statistisch ausgewertet: Mittelwert, Standardabweichung (SD), 95%

Konfidenzintervall (CI), Minimum, Median und Maximum. Folgende Tests auf die Normalverteilung wurden durchgeführt: Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk-Test.

Des Weiteren wurden 3-/2- oder 1-Wege ANOVA Testreihen durchgeführt, um Signifikanzen zwischen den verschiedenen Kunststoffen festzustellen. Für die Haupteffekte wurden post-hoc-Tests durchgeführt.

Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgesetzt, d.h. ein Effekt ist signifikant, wenn $p < 0,05$.

Zur Veranschaulichung wurden mehrere Boxplotdiagramme angefertigt. Die Balken bestehen aus Median, oberes und unteres Quartil, oberer und unterer „Whisker“ sowie Ausreißern in Form von Kreisen (milde Ausreißer) und Sternen (extreme Ausreißer).

5 Ergebnisse

5.1 Rauigkeit (Ra)

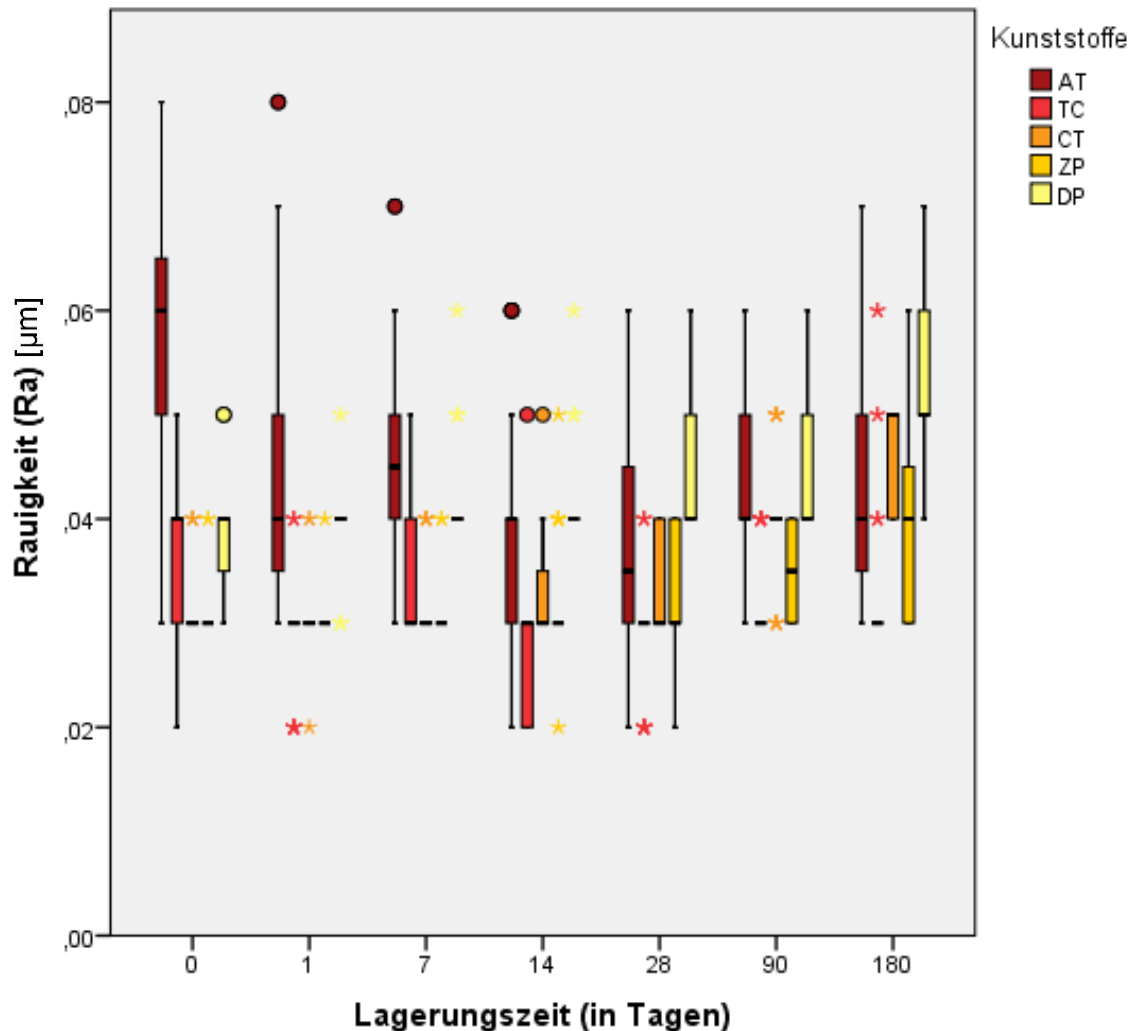


Abb. 5: Boxplotdiagramm von Rauigkeit (Ra) über die Lagerungszeit nach Kunststoffen aufgeteilt.

Allgemein konnte man festhalten, dass die Lagerungszeit einen signifikanten Einfluss auf die Rauigkeit (Haupteffekt Lagerungszeit: $p < 0,001$) hatte. Dabei ergaben sich im Verlauf Tendenzen einer zuerst leichten Abnahme der Rauigkeit von Tag 0 zu Tag 1 und Tag 7 zu Tag 14, doch ab Tag 28 konnte allumfassend eine deutliche Zunahme der Rauigkeit festgestellt werden, mit einem Maximum am letzten Messzeitpunkt Tag 180 (siehe Abb. 5, Tab. 2).

Tab. 2: Rauigkeit (Ra) bei Haupteffekt Lagerungszeit.

Lagerungszeit t	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1 (0d)	0,038 ^{b,c}	0,012	0,037	0,039
2 (1d)	0,034 ^e	0,009	0,034	0,036
3 (7d)	0,037 ^{c,d}	0,010	0,036	0,038
4 (14d)	0,035 ^e	0,008	0,034	0,036
5 (28d)	0,036 ^{d,e}	0,009	0,035	0,036
6 (90d)	0,039 ^b	0,008	0,039	0,040
7 (180d)	0,042 ^a	0,010	0,042	0,043

Mittelwert Rauigkeit (Ra), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall an den unterschiedlichen Lagerungszeiten zusammengefasst. Alle Werte sind in μm angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Rauigkeitsunterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Auch unterschieden sich die Kunststoffe unabhängig von der Lagerungszeit signifikant bezüglich der Rauigkeit (Haupteffekt Kunststoff: $p < 0,001$) (Tab.3), wo bei sich DP mit einem Mittelwert von 0,044 signifikant die höchste Rauigkeit mit AT teilte. CT ordnete sich mit 0,035 in die Mitte ein, ZP mit 0,033 bestätigte eine statistisch signifikant glattere Oberfläche. Die Rauigkeit von TC schwankte in einem sehr kleinen Bereich von 0,030 bis 0,032 und war mit einem Mittelwert von 0,031 der Kunststoff mit der geringsten Rauigkeit in dieser Versuchsreihe.

Tab. 3: Rauigkeit (Ra) bei Haupteffekt Kunststoff.

Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
DP	0,044 ^a	0,007	0,043	0,044
AT	0,044 ^a	0,012	0,043	0,046
CT	0,034 ^b	0,007	0,034	0,036
ZP	0,033 ^{b,c}	0,006	0,032	0,033
TC	0,031 ^c	0,007	0,030	0,032

Mittelwert Rauigkeit (Ra), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall nach Kunststoffen aufgeteilt. Alle Werte sind in μm angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Rauigkeitsunterschiede zwischen den Kunststoffen an.

Folgende Schlüsse über die signifikante Änderung der Rauigkeiten der verschiedenen Kunststoffe im Verlauf der Versuchsreihe ließen sich ziehen (2-fach-Interaktion Lagerungsdauer x Kunststoff): $p < 0,001$):

AT: Die Rauigkeit nahm zunächst ab von Tag 0 zu Tag 1 (von 0,056 auf 0,045) und weiter von Tag 7 zu Tag 14 (von 0,046 auf 0,039). Von Tag 28 auf Tag 90 erfolgte eine signifikante Zunahme auf 0,045. Es fand keine weitere Änderung zum 180. Tag statt.

TC: Die Rauigkeit schwankte in einem kleinen Bereich von 0,028 bis 0,034 und es kam zu keiner signifikanten Zunahme der Rauigkeit über die Zeit.

CT: Die mittlere Rauigkeit stieg erst von Tag 28 zu Tag 90 mit einem nochmaligen signifikanten Anstieg von Tag 90 zu Tag 180.

ZP: Die Rauigkeit stieg erst von Tag 90 zu Tag 180 signifikant an.

DP: Die Rauigkeit nahm kontinuierlich zu von 0,038 auf 0,052 um 0,014, größte Veränderung von Tag 90 zu Tag 180.

Es ließ sich feststellen, dass einzig AT eine Tendenz zur Abnahme der Rauigkeit bei zunehmender Lagerungszeit (siehe Tab. 4: **Mittelwerte** 0d zu 180d) zeigte. Dabei muss beachtet werden, dass bei diesem Kunststoff vor allem am Anfang der Versuchsreihe (0d) eine relativ starke Streuung der Rauigkeitsmesswerte vorlag ($R(a)_{\min}$: 0,03; $R(a)_{\max}$: 0,08; **Standardabweichung** siehe ebenfalls Tab. 4).

Tab. 4: Ausgesuchte Werte zur Rauigkeit (Ra) über die Lagerungszeit für AT.

	Kunststoff	Lagerungsmedium	Mittelwert	Standardabweichung	N
Rauigkeit (t=0d)	AT	1	0,050000	0,0133333	10
		2	0,053000	0,0082327	10
		3	0,057000	0,0182878	10
		4	0,063000	0,0048305	10
		Gesamt	<u>0,055750</u>	0,0127877	40
Rauigkeit (t=180d)	AT	1	0,051000	0,0087560	10
		2	0,044000	0,0051640	10
		3	0,037000	0,0082327	10
		4	0,038000	0,0091894	10
		Gesamt	<u>0,042500</u>	0,0095407	40

Mittelwert Rauigkeit (Ra), Standardabweichung (SD). Alle Werte sind in μm angegeben.

Der konventionell hergestellte Referenzkunststoff DP hatte von allen Kunststoffen statistisch gesehen zum Ende der Versuchsreihe die stärkste Rauigkeit aufgewiesen, was auch aus der Tabelle 5 abgelesen werden kann.

Tab. 5: Rauigkeit (Ra) bei Lagerungszeit von 180 Tagen.

	Kunststoff	Lagerungsmedium	Mittelwert	Standardabweichung	N
Rauigkeit (t=180d)	AT	Gesamt	0,042500	0,0095407	40
	TC	Gesamt	0,033250	0,0079703	40
	CT	Gesamt	0,045750	0,0050064	40
	ZP	Gesamt	0,038750	0,0085297	40
	DP	Gesamt	0,052000	0,0085335	40

Mittelwert Rauigkeit (Ra), Standardabweichung (SD). Alle Werte sind in μm angegeben.

Es konnte kein statistisch signifikanter Einfluss der Lagerungsmedien gefunden werden (Haupteffekt Lagerungsmedium: $p = 0,074$).

5.2 Martenshärte (HM)

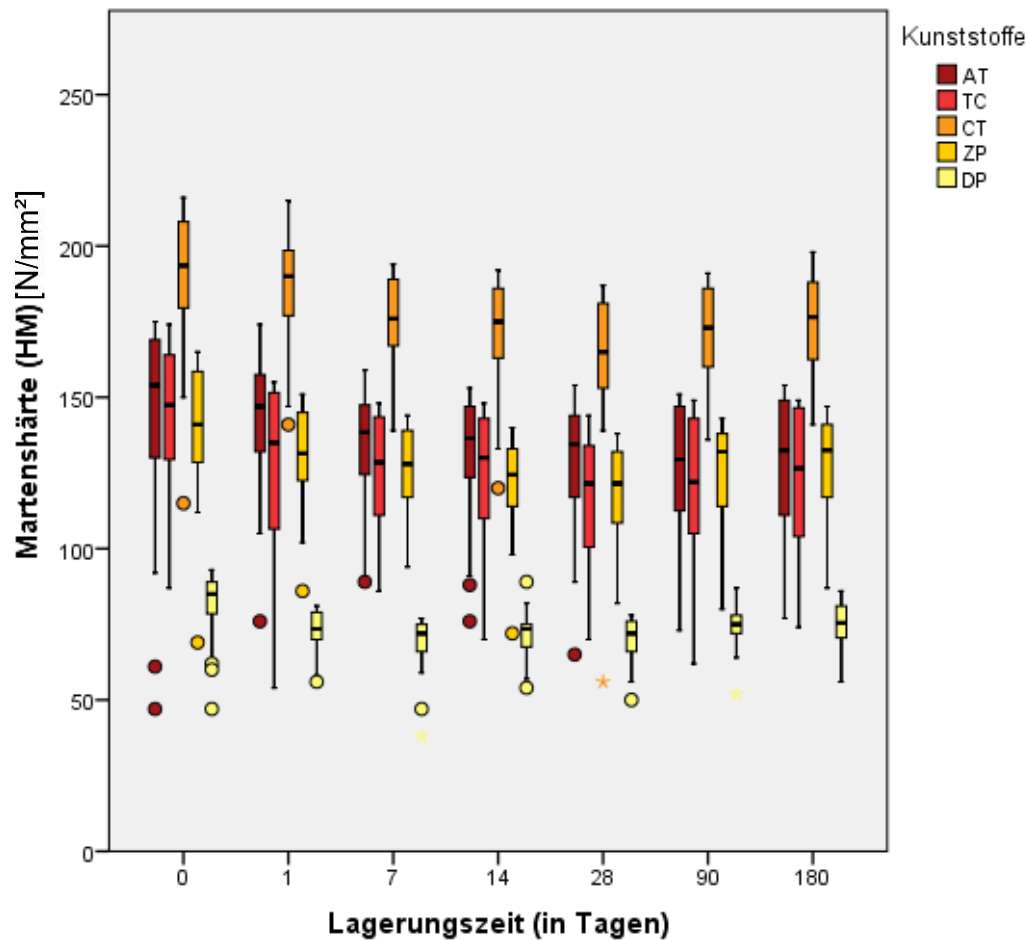


Abb. 6: Boxplotdiagramm von der Martenshärte (HM) über die Lagerungszeit nach Kunststoffen aufgeteilt.

Die Lagerungszeit hatte allgemein einen signifikanten Einfluss auf die Martenshärte (Haupteffekt Lagerungszeit: $p < 0,001$). Im Detail sank die mittlere Härte HM signifikant von Tag 0 bis Tag 7 und Tag 14 bis 28, gefolgt von einem leichten Anstieg bis zum Tag 180 (siehe Abb. 6 und Tab. 6). Es ist hervorzuheben, dass am Tag 28 das Minimum der mittleren Martenshärte erreicht wurde.

Tab. 6: Martenshärte (HM) bei Haupteffekt Lagerungszeit.

Lagerungszeit t	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1 (0d)	140,62 ^a	40,91	137,65	143,59
2 (1d)	131,97 ^b	40,23	129,52	134,41
3 (7d)	126,06 ^c	36,71	123,96	128,15
4 (14d)	123,96 ^c	36,08	121,68	126,24
5 (28d)	119,31 ^d	35,12	116,77	121,85
6 (90d)	123,06 ^{c,d}	36,03	120,43	125,69
7 (180d)	125,10 ^c	36,37	122,48	127,72

Mittelwert Martenshärte (HM), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Lagerungszeiten zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Auch hing die Martenshärte – sowohl ohne (Haupteffekt Kunststoff: $p < 0,001$) als auch mit dem Faktor Lagerungszeit betrachtet (2-fach-Interaktion Lagerungszeit x Kunststoff): $p < 0,001$) – signifikant vom Kunststoff ab. Im Detail unterschieden sich die Kunststoffe AT, TC und ZP nicht signifikant bei der mittleren Martenshärte. Die mit Abstand geringste mittlere Martenshärte wurde bei DP, die höchste bei CT festgestellt (siehe Tab. 7). Es setzte sich eindeutig die Gruppe der CAD/CAM-PMMA von dem konventionellen PMMA ab.

Tab. 7: Martenshärte (HM) bei Haupteffekt Kunststoff.

Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
AT	133,62 ^b	23,30	129,66	137,58
TC	125,20 ^b	24,50	121,24	129,17
CT	175,94 ^c	19,60	171,98	179,91
ZP	127,30 ^b	17,39	123,33	131,26
DP	73,70 ^a	8,32	69,74	77,66

Mittelwert Martenshärte (HM), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Kunststoffen zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Mit Hilfe der statistischen Auswertung wurde erkannt, dass AT eine kontinuierliche Abnahme der mittleren HM von Tag 0 bis zu Tag 180 von 146 auf 127 erfuhr, während TC zuerst eine starke signifikante Abnahme der mittleren HM von Tag 0 zu

Tag 1 (von 144 auf 127) hatte und nachfolgend nur noch leichte Schwankungen in einem nicht signifikanten Bereich bestanden. ZP zeigte zunächst eine Abnahme der mittleren HM von Tag 0 bis Tag 28 (von 140 auf 120), dann wieder leichte Zunahme auf 127. Bei CT sank die mittlere HM von Tag 0 zu Tag 28 von 191 auf 163 um dann wieder leicht bis auf 175 an Tag 180 anzusteigen. Bei DP war auffällig nur wenig Veränderung über die Zeit erkennbar.

Es konnte ebenfalls kein statistisch signifikanter Einfluss der Lagerungsmedien gefunden werden (Haupteffekt Lagerungsmedium: $p = 0,458$).

5.3 Vickershärte (HV)

Zusammengefasst und allgemein betrachtet hatte die Lagerungszeit einen signifikanten Einfluss auf die Vickershärte (Haupteffekt Lagerungszeit: $p < 0,001$). Im Verlauf sank die mittlere HV kontinuierlich von Tag 0 zu Tag 28 (ebenfalls wie bei der Martenshärte Minimum) von 20,61 auf 16,84 um dann wieder bis zu Tag 180 auf 17,84 zu steigen (Tab. 8).

Tab. 8: Vickershärte (HV) bei Haupteffekt Lagerungszeit.

Lagerungszeit t	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1 (0d)	20,61 ^a	5,29	20,53	20,69
2 (1d)	18,49 ^b	5,19	18,44	18,55
3 (7d)	17,65 ^c	4,78	17,58	17,71
4 (14d)	17,25 ^d	4,72	17,19	17,32
5 (28d)	16,84 ^e	4,34	16,78	16,89
6 (90d)	17,49 ^f	4,64	17,43	17,54
7 (180d)	17,84 ^g	4,77	17,79	17,90

Mittelwert Vickershärte (HV), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Lagerungszeiten zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Wie bei der Martenshärte hing die Vickershärte – sowohl ohne (Haupteffekt Kunststoff: $p < 0,001$; Tab. 9) als auch mit dem Faktor Lagerungszeit betrachtet (2-fach-Interaktion Lagerungszeit x Kunststoff: $p < 0,001$) – signifikant vom Kunststoff ab. Zusammenfassend war DP signifikant der Kunststoff mit der geringsten Vickershärte (9,66), CT zeigte den höchsten Mittelwert (24,39), siehe Tab. 15. Im zeitlichen Verlauf zeigten AT, TC und ZP eine signifikante Abnahme der mittleren HV von Tag 0 bis zu Tag 28. Danach stieg die mittlere HV wieder leicht an. DP hatte insgesamt niedrigste Vickershärte. Sie sank von Tag 0 zu Tag 1 stark (von 11,33 auf 9,50). Es folgte wieder leichter Anstieg ab Tag 28 auf 9,55 bei Tag 180. CT sank von Tag 1 zu Tag 28 von 27,52 auf 22,47 und stieg dann wieder leicht an bis auf 24,10 an Tag 180.

Tab. 9: Vickershärte (HV) bei Haupteffekt Kunststoff.

Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Untergrenze
AT	19,68 ^d	1,36	19,62	19,73
TC	18,63 ^c	1,26	18,57	18,68
CT	24,39 ^e	1,70	24,33	24,44
ZP	17,77 ^b	1,40	17,72	17,83
DP	9,66 ^a	0,84	9,60	9,71

Mittelwert Vickershärte (HV), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Kunststoffen zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Auch bei HV setzte sich eindeutig die Gruppe der CAD/CAM-PMMA's, ebenfalls wie bei HM von CT geführt, von dem konventionellen PMMA ab.

Auch hatte zum ersten Mal das Lagerungsmedium (unabhängig von der Lagerungsdauer und der Kunststoffart) einen signifikanten Einfluss auf die mittlere Vickershärte (Haupteffekt Lagerungsmedium: $p < 0,001$) (Tab. 10).

Tab. 10: Vickershärte (HV) bei Haupteffekt Lagerungsmedium.

Lagerungsmedium	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Untergrenze
dW	18,29 ^c	4,98	18,24	18,34
NaCl	18,29 ^c	5,06	18,24	18,34
kS	17,83 ^b	4,92	17,78	17,88
nS	17,69 ^a	4,84	17,64	17,74

Mittelwert Vickershärte (HV), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Lagerungsmedien zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Über alle Messzeitpunkte und über alle Kunststoffe hinweg führte nS zu der geringsten mittleren HV, gefolgt von kS. dW und NaCl unterschieden sich nicht signifikant in ihrer Wirkung und führen zur größten mittleren HV.

Anmerkung: Die Unterschiede sehen dem Augenschein nach nicht sehr groß aus. Der Standardfehler der Messungen wurde aber sehr klein geschätzt, so dass die Differenzen doch als stark zu bewerten sind (Effektstärke $\eta^2 = .71$).

Eine statistisch signifikante 2-fach-Interaktion von Lagerungsdauer zu Lagerungsmedium war ebenso vorhanden (2-fach-Interaktion Lagerungszeit x Lagerungsmedium): $p < 0,001$). Der Effekt der Lagerungsdauer auf die Vickershärte hing schlussfolgernd auch von der Art des Lagerungsmediums ab (Abb. 7).

Es ließen sich folgende Schlüsse anhand der statistischen Auswertung ziehen:

dW und das NaCl zeigten ganz ähnliche Verhalten: Kontinuierliche Abnahme der mittleren Vickershärte von Tag 0 bis Tag 28, gefolgt von einem leichten Anstieg der mittleren Vickershärte von Tag 90 zu Tag 180. Auch die kS und nS unterschieden sich in ihrer Wirkung kaum. Es kam zu einer kontinuierlichen Abnahme der mittleren

Vickershärte von Tag 0 bis zu Tag 28, gefolgt von einem leichten Anstieg von Tag 28 zu Tag 90, keine weitere Veränderung zu Tag 180.

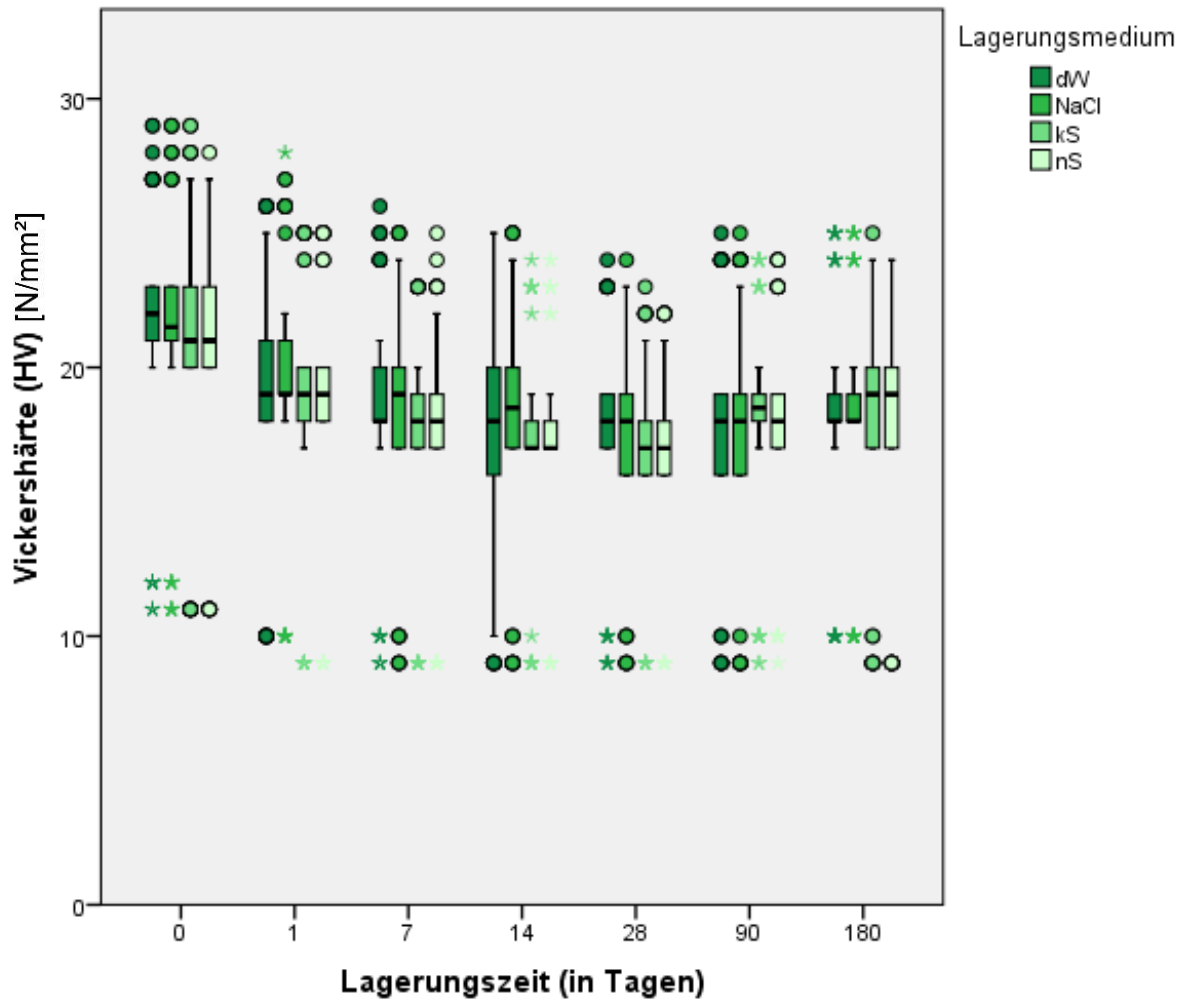


Abb. 7: Boxplotdiagramm von der Vickershärte (HV) über die Lagerungszeit nach Lagerungsmedium aufgeteilt.

5.4 Elastisches Eindringmodul (EIT)

Allgemein betrachtet hatte die Lagerungszeit einen signifikanten Einfluss auf das Eindringmodul (EIT) (Haupteffekt Lagerungszeit: $p < 0,001$). Die mittlere EIT sank stetig von Tag 1 bis zu Tag 28 (von 3,73 bis auf 3,25). Keine Veränderung im weiteren Verlauf (Tab. 11).

Tab. 11: Elastisches Eindringmodul (EIT) bei Haupteffekt Lagerungszeit.

Lagerungszeit t	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1 (0d)	3,73 ^a	1,09	3,64	3,83
2 (1d)	3,59 ^b	1,06	3,52	3,67
3 (7d)	3,45 ^c	1,00	3,38	3,52
4 (14d)	3,40 ^c	1,01	3,33	3,48
5 (28d)	3,25 ^d	1,00	3,17	3,34
6 (90d)	3,34 ^{c,d}	1,02	3,25	3,43
7 (180d)	3,35 ^{c,d}	1,02	3,26	3,44

Mittelwert EIT, Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Lagerungszeiten zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Auch unterschied sich das mittlere Elastische Eindringmodul (EIT) im Bezug zur Art des Kunststoffes signifikant (Haupteffekt Kunststoff: $p < 0,001$). Siehe Tab. 12.

Tab. 12: Elastisches Eindringmodul (EIT) bei Haupteffekt Kunststoff.

Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
DP	2,19 ^a	0,26	2,06	2,33
TC	3,27 ^b	0,82	3,14	3,40
AT	3,48 ^b	0,73	3,34	3,61
ZP	3,48 ^b	0,54	3,35	3,61
CT	4,82 ^c	0,58	4,68	4,95

Mittelwert Vickershärte (HV), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Kunststoffen zusammengefasst. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Aus der Tabelle wird ersichtlich, dass DP signifikant das geringste mittlere EIT besaß

(2,19). TC, AT und ZP unterschieden sich nicht signifikant voneinander und spiegelten mit einem mittleren EIT von 3,27 bzw. 3,48 auch insgesamt den Durchschnitt wieder. CT konnte mit einem mittleren EIT von 4,82 signifikant den höchsten Wert erreichen.

Auch hier waren CAD/CAM-PMMA's ebenfalls wie bei HM und HV als Gruppe, signifikant dem konventionellen PMMA überlegen. Auch das sich andeutende Muster der sich bei CT gefundenen Höchstwerte bestätigte sich.

Jedoch hatte die Art des Lagerungsmediums keinen signifikanten Einfluss auf das EIT (Haupteffekt Lagerungsmedium: $p = 0,535$).

Weitere statistisch signifikante Interaktionen waren nicht vorhanden (2-fach-Interaktion Kunststoff x Lagerungszeit: $p = 0,267$; 2-fach-Interaktion Kunststoff x Lagerungsmedium: $p = 0,103$; 2-fach-Interaktion Kunststoff x Lagerungsmedium: $p = 0,103$; 2-fach-Interaktion Lagerungsmedium x Lagerungszeit: $p = 0,072$; 3-fach-Interaktion Lagerungszeit x Kunststoff x Lagerungsmedium: $p = 0,145$).

Eine kurze differenzierte Auswertung anhand der Randmittel wurde trotzdem durchgeführt:

Bei AT fällt der Verlauf von EIT bei Lagerungsmedium 1 (dW) auf: so stieg der Wert von Tag 0 bis Tag 1 stark an (siehe Tab. 13), während die anderen Werte fielen. Insgesamt war jedoch der Abwärtstrend aller Werte im Verlauf erkennbar.

Tab. 13: Ausgesuchte Werte zum geschätzten Randmittel von EIT für AT.

Kunststoff	Lagerungsmedium	Lagerungszeit	Mittelwert	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
AT	1 (dW)	1 (0d)	3,330	2,903	3,757
		2 (1d)	4,000	3,655	4,345

Mittelwert EIT, 95% Konfidenzintervall. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

Bei TC war Lagerungsmedium 4 (nS) mit dem Minimum an Tag 14 mit mittleren EIT = 2,71 um dann bis zum Ende kontinuierlich anzusteigen (Tab. 14). Der Abwärtstrend der Werte bei den Lagerungsmedien 2 (NaCl) und 3 (kS) im Verlauf ist erkennbar, während im Lagerungsmedium 1 (dW) dieser Trend nicht beobachtet werden konnte.

Tab. 14: Ausgesuchte Werte zum geschätzten Randmittel von EIT für TC.

Kunststoff	Lagerungsmedium	Lagerungszeit	Mittelwert	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
TC	4 (nS)	3 (7d)	3,180	2,865	3,495
		4 (14d)	2,710	2,368	3,052
		5 (28d)	2,870	2,498	3,242
		6 (90d)	2,950	2,558	3,342
		7 (180d)	3,220	2,826	3,614

Mittelwert EIT, 95% Konfidenzintervall. Alle Werte sind in N/mm² angegeben.

Auch bei CT zeigte Lagerungsmedium 4 (nS) wie bei den anderen Kunststoffen ein ähnliches Verhalten: in der Mitte der Versuchszeit (hier Tag 28) nahm der mittlere Wert für EIT ein Minimum von 4,17 an, um dann bis zu Tag 180 wieder deutlich bis 4,83 anzusteigen. Lagerungsmedium 1 (dW) zeigte im Verlauf eindeutig die höchsten mittleren Werte für EIT; Ausnahme bei Tag 90.

Im Gegensatz zu den anderen Kunststoffen zeigte ZP bei Lagerungsmedium 3 (kS) das sonst bei Medium 4 (nS) erkennbare Muster: Am Anfang (Tag 0 bis Tag 28) war

eine deutliche Abnahme mit Minimum bei Tag 28 für mittleren EIT von 2,93. Es war ein deutlicher Anstieg an Tag 90 mit 3,60 zu erkennen um dann bei Tag 180 wiederum abzufallen (3,29). Weitere Auffälligkeit war die scheinbare „Gruppierung“ von Medien 1 und 2 zu Medien 3 und 4 ab Tag 28. So stiegen die mittleren Werte der Medien 3 und 4 zu Tag 90 stark an, während die Medien 1 und 2 gegenläufig deutlich abfielen. An Tag 180 drehte sich dies wiederum der Trend nochmal und die Medien 1 und 2 stiegen nochmals fast bis auf die Anfangswerte (Tag 0: 3,72 und Tag 180: 3,54 bzw. 3,61) an während die Medien 3 und 4 einen Abfall der EIT Werte erfuhren.

Bei DP waren für Lagerungsmedien 3 und 4 die ähnlich bekannten Verhaltensmuster mit einem Minimum in der Mitte der Zeitspanne (Tag 28: 1,96 bzw 1,95) und einem darauffolgenden Anstieg zu erkennen. Auch die allgemeine Tendenz der abfallenden mittleren EIT Werte im Verlauf war vorhanden. Es deutete sich auch an, dass im Vergleich zu den anderen Kunststoffen mit ihren doch sehr individuellen Peaks die mittleren Werte bei DP insgesamt nicht zu sehr zwischen den einzelnen Medien abwichen (maximale Spanne bei Tag 28 mit 2,20 bei Medium1 und 1,95 bei nS).

5.5 Masse (m)

Deskriptive Analysen:

Die Masse stieg für alle Kunststoffe im Laufe der Lagerungszeit an. Am Anfang der Lagerungszeit (bis 28 Tage) war ein schnellerer Masseanstieg als zum Ende dieser (90 bis 180 Tage) erkennbar. Siehe dazu Abb. 8 und 9.

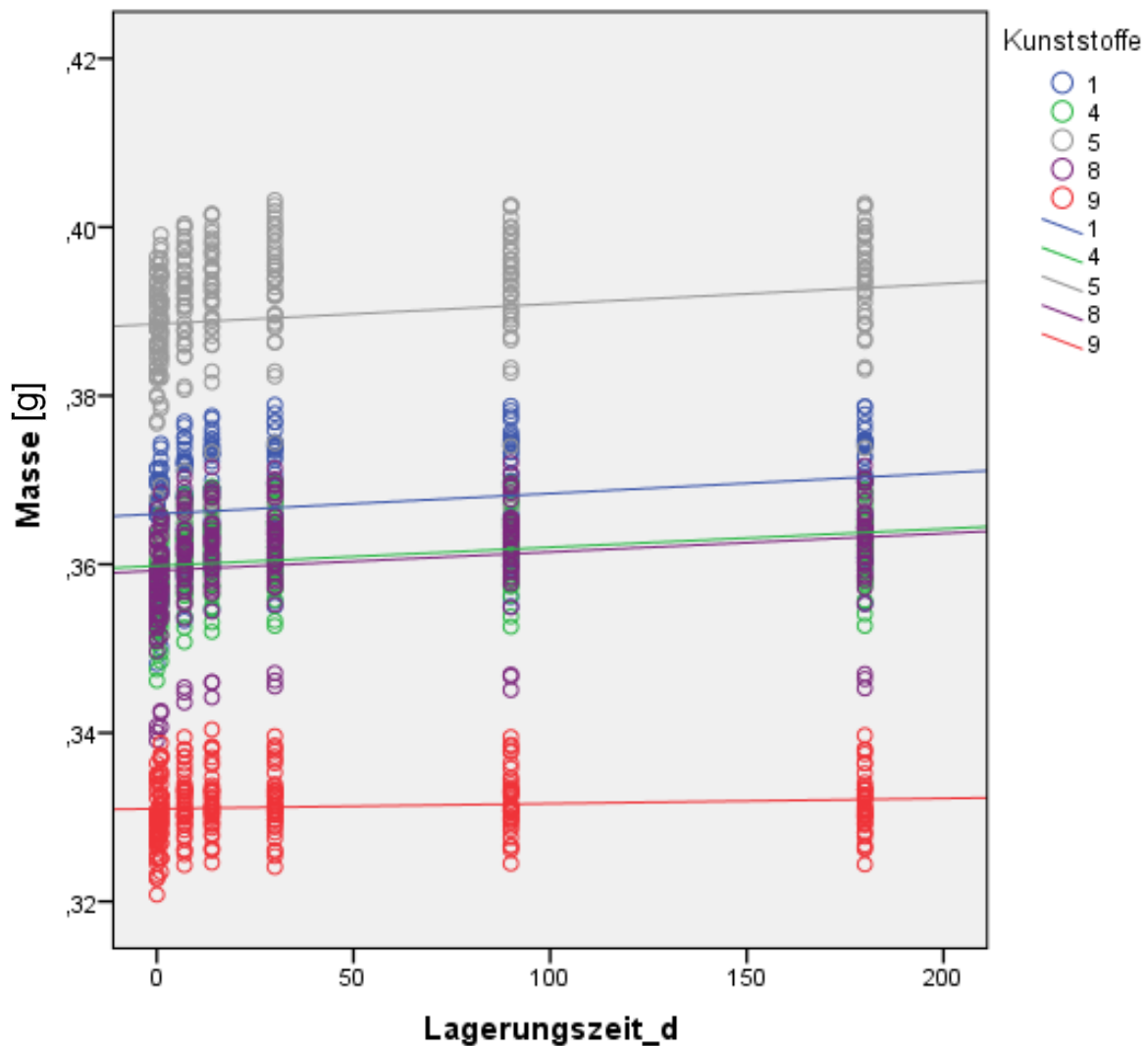


Abb. 8: Streudiagramm Entwicklung der Masse (m) über die Zeit nach Kunststoffen.

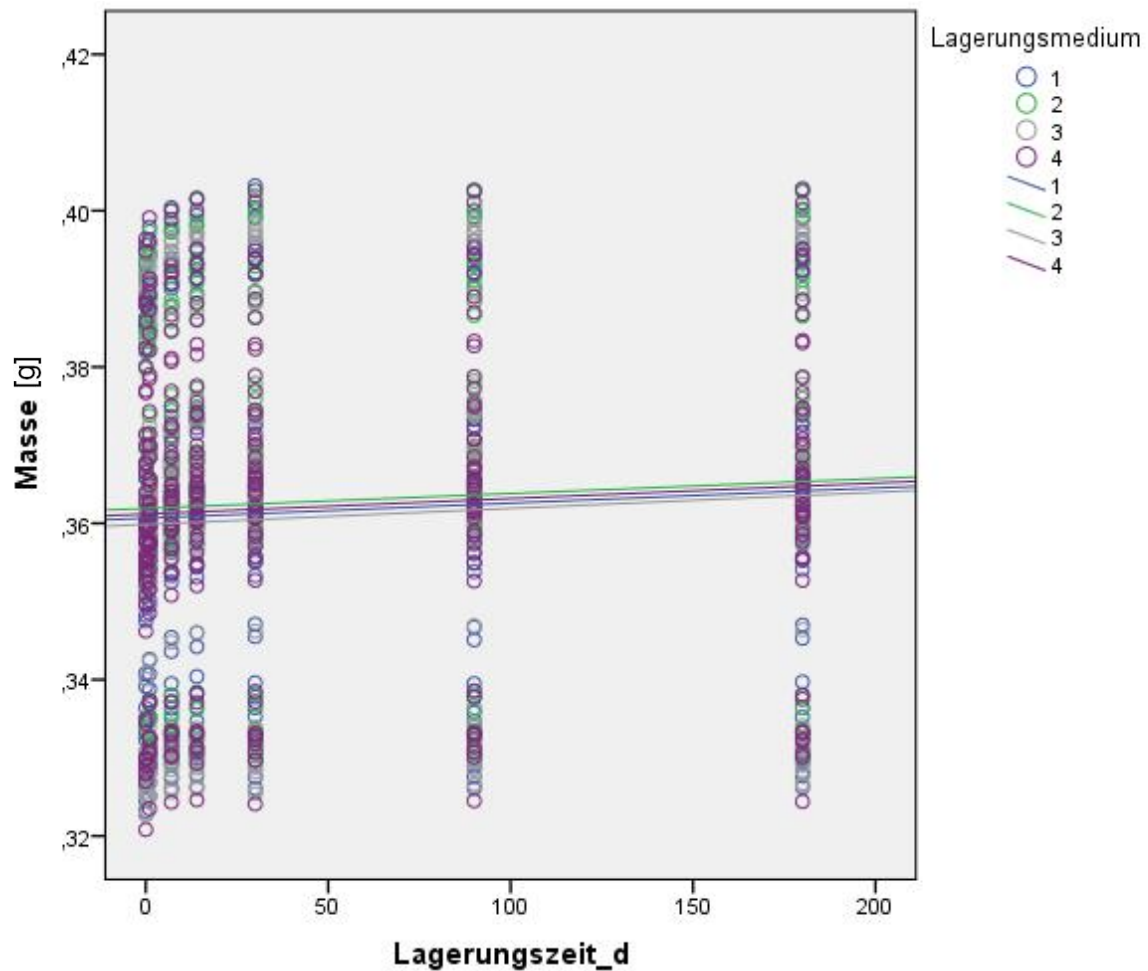


Abb. 9: Streudiagramm Entwicklung der Masse (m) über die Zeit nach Lagerungsmedien.

Aufgrund des direkten Zusammenhanges von Massenzunahme und Wasseraufnahme ($WA(xd)$ (Wasseraufnahme nach X Tagen) = $m(xd)$ (Masse an Tag X) – $m(0d)$ (Trockenmasse am Anfang der Versuchsreihe)) wird hier auf eine statistische Auswertung verzichtet, da diese im Kontext dieser Arbeit mehr Sinn bei der Wasseraufnahme macht.

5.6 Wasseraufnahme (WA)

5.6.1 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zum Haupteffekt Lagerungszeit

Zusammenfassend änderte sich die Wasseraufnahme (WA) signifikant (Haupteffekt Lagerungszeit, $p < 0,001$). Bis Tag 28 fand eine signifikante Zunahme der Wasseraufnahme statt. Ab diesem Zeitpunkt schien eine Sättigung erreicht (Abb. 10 und Tab. 15). Der Verlauf kann durch eine logarithmische Funktion angenähert werden (siehe weiter unten).

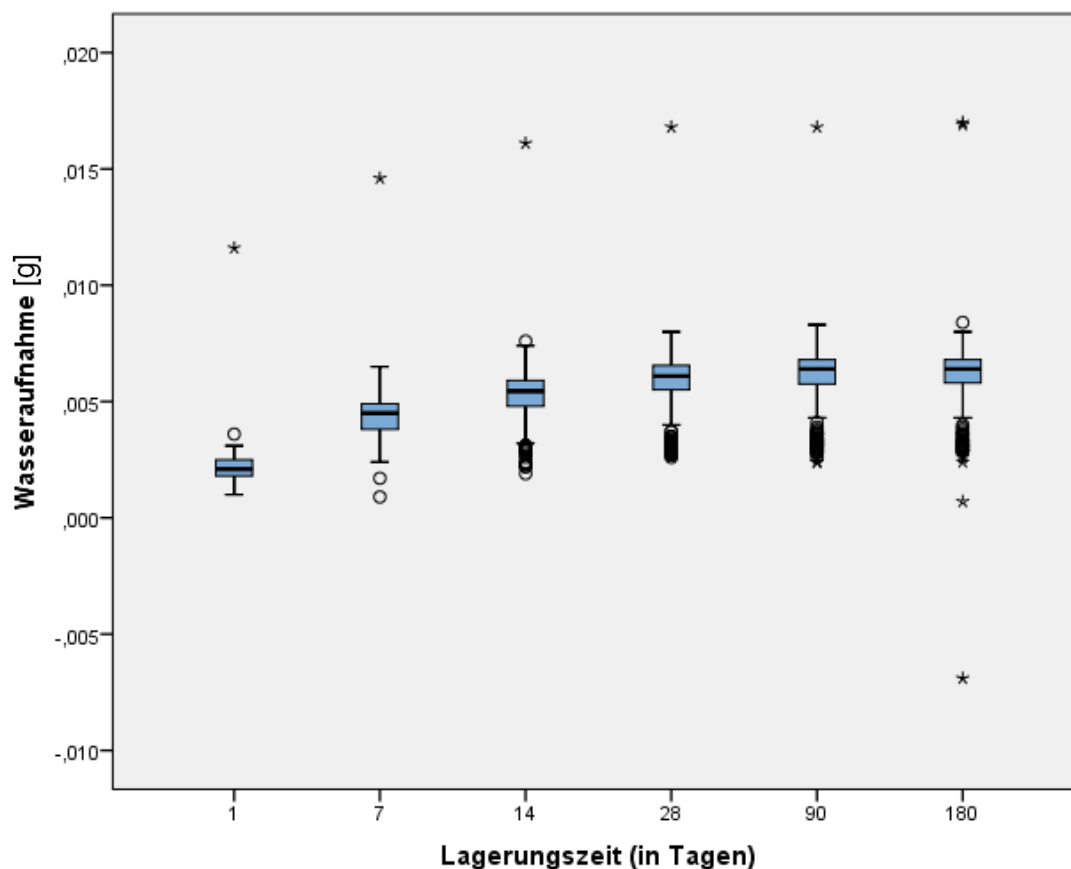


Abb. 10: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Lagerungszeit.

Tab. 15: Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Lagerungszeit.

Lagerungszeit t	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
2 (1d)	0,0022 ^a	0,0008	0,0021	0,0023
3 (7d)	0,0043 ^b	0,0012	0,0042	0,0045
4 (14d)	0,0052 ^c	0,0014	0,0051	0,0053
5 (28d)	0,0057 ^d	0,0016	0,0056	0,0059
6 (90d)	0,0059 ^e	0,0016	0,0058	0,0061
7 (180d)	0,0059 ^{d,e}	0,0020	0,0057	0,0061

Mittelwert Wasseraufnahme (WA), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Lagerungszeiten zusammengefasst. Alle Werte sind in g angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

5.6.2 Annäherung der Entwicklung der Wasseraufnahme (WA) über die Zeit mittels einer logarithmischen Funktion

In diesem Abschnitt wird eine Anpassung des zeitlichen Verlaufs mittels einer linearen Funktion einer Anpassung mit Hilfe einer logarithmischen Funktion gegenüber gestellt. In der Tabelle 16 ist R^2 als Maß für die Güte der Modellanpassung angegeben. In allen Fällen ist die Anpassung durch eine logarithmische Funktion einer linearen Anpassung hinsichtlich R^2 überlegen. Dies wird auch in der Abb. 11 ersichtlich. Jedoch zeigte DP mit $R^2 = 0,05$ eindeutig die geringste Modellanpassung.

Tab. 16: R^2 als Anpassung des zeitlichen Verlaufes der Wasseraufnahme (WA) an ein lineares und logarithmisches Modell.

R^2	Linear	logarithmisch
gesamt	0,00	0,12
AT	0,05	0,12
TC	0,08	0,21
CT	0,03	0,06
ZP	0,05	0,11
DP	0,01	0,05

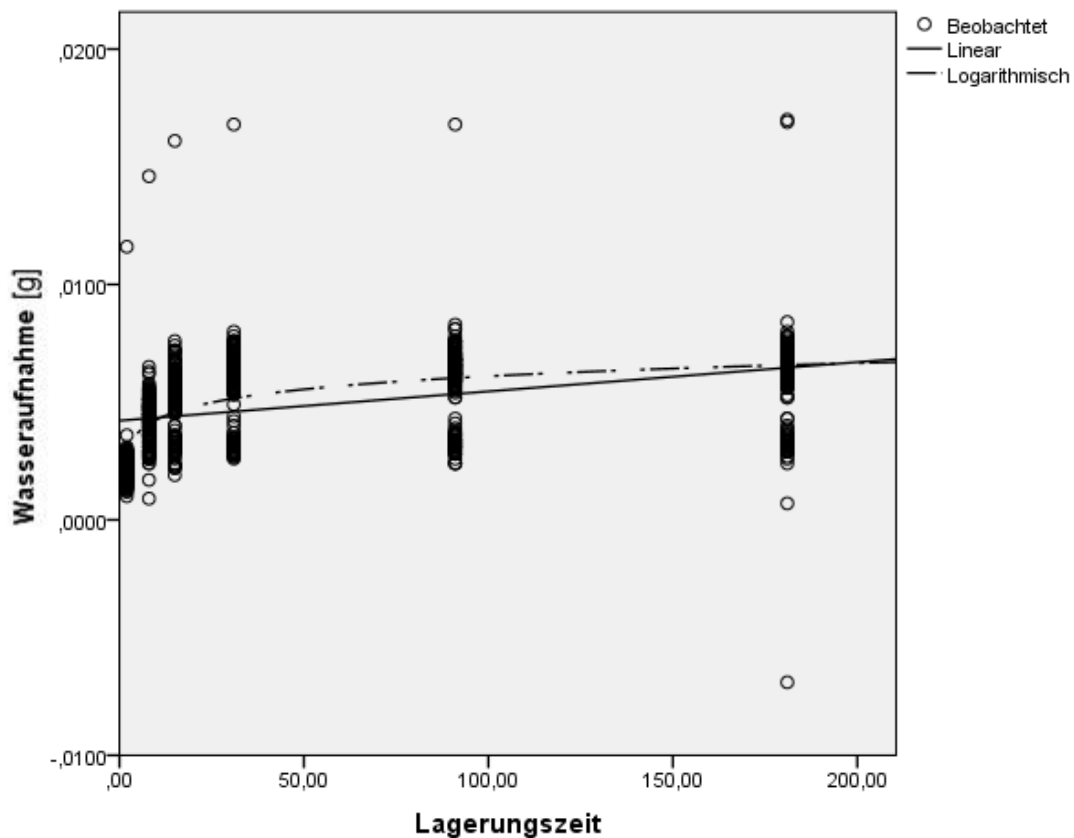


Abb. 11: Grafik zum Vergleich der beobachteten Mittelwerte von Wasseraufnahme (WA) allgemein bei Haupteffekt Lagerungszeit zu einer linearen und logarithmischen Funktionsannäherung.

Anmerkung: Die Anpassung durch eine logarithmischen Funktion ist insofern problematisch, weil die logarithmische Funktion unendlich zunimmt - zwar ab einem bestimmten Zeitpunkt nur noch sehr langsam (siehe Grafiken), aber prinzipiell wird kein fester Sättigungswert erreicht. Für den beobachteten Zeitraum funktionierte die Anpassung sehr gut.

5.6.3 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zum Haupteffekt Kunststoff

Unabhängig von Lagerungsmedium und Lagerungszeit unterschied sich die Wasseraufnahme (WA) im Bezug zur Art des Kunststoffes signifikant (Haupteffekt Kunststoff: $p < 0,001$) (Tab. 17).

Tab. 17: Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Kunststoff.

Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
AT	0,0059 ^a	0,0024	0,0056	0,0061
CT	0,0054 ^{a,b}	0,0019	0,0051	0,0057
TC	0,0052 ^b	0,0016	0,0049	0,0054
ZP	0,0050 ^b	0,0016	0,0048	0,0053
DP	0,0030 ^c	0,0009	0,0027	0,0032

Mittelwert Wasseraufnahme (WA), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Kunststoffen zusammengefasst. Alle Werte sind in g angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Aus der Tabelle wird ersichtlich, dass über alle Zeitpunkte und Lagerungsmedien hinweg für DP mit 0,003 g (Gramm) im Mittel die geringste Wasseraufnahme beobachtet wurde, was sich mit der hypothetischen Annahme der höheren Polymerisationsrate, höheren Güte und somit auch höheren chemischen Stabilität der CAD/CAM-PMMA's zunächst nicht direkt erklären ließe. Die größte Menge an Wasser (0,0059 g) wurde im Mittel von AT aufgenommen, dicht gefolgt von CT mit 0,0054 g. Etwas darunter lag die durchschnittliche Wasseraufnahme von TC und ZP, wobei der Unterschied zu CT nicht signifikant war.

5.6.4 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zum Haupteffekt Lagerungsmedium

Das Lagerungsmedium hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Wasseraufnahme (WA) (Haupteffekt Lagerungsmedium: $p = 0,898$).

5.6.5 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zur 2-fach-Interaktion Lagerungszeit und Kunststoff

Eine statistisch signifikante 2-fach-Interaktion von Lagerungszeit zu Kunststoff war ebenfalls vorhanden (2-fach-Interaktion Kunststoff x Lagerungszeit): $p < 0,001$) (Abb 12).

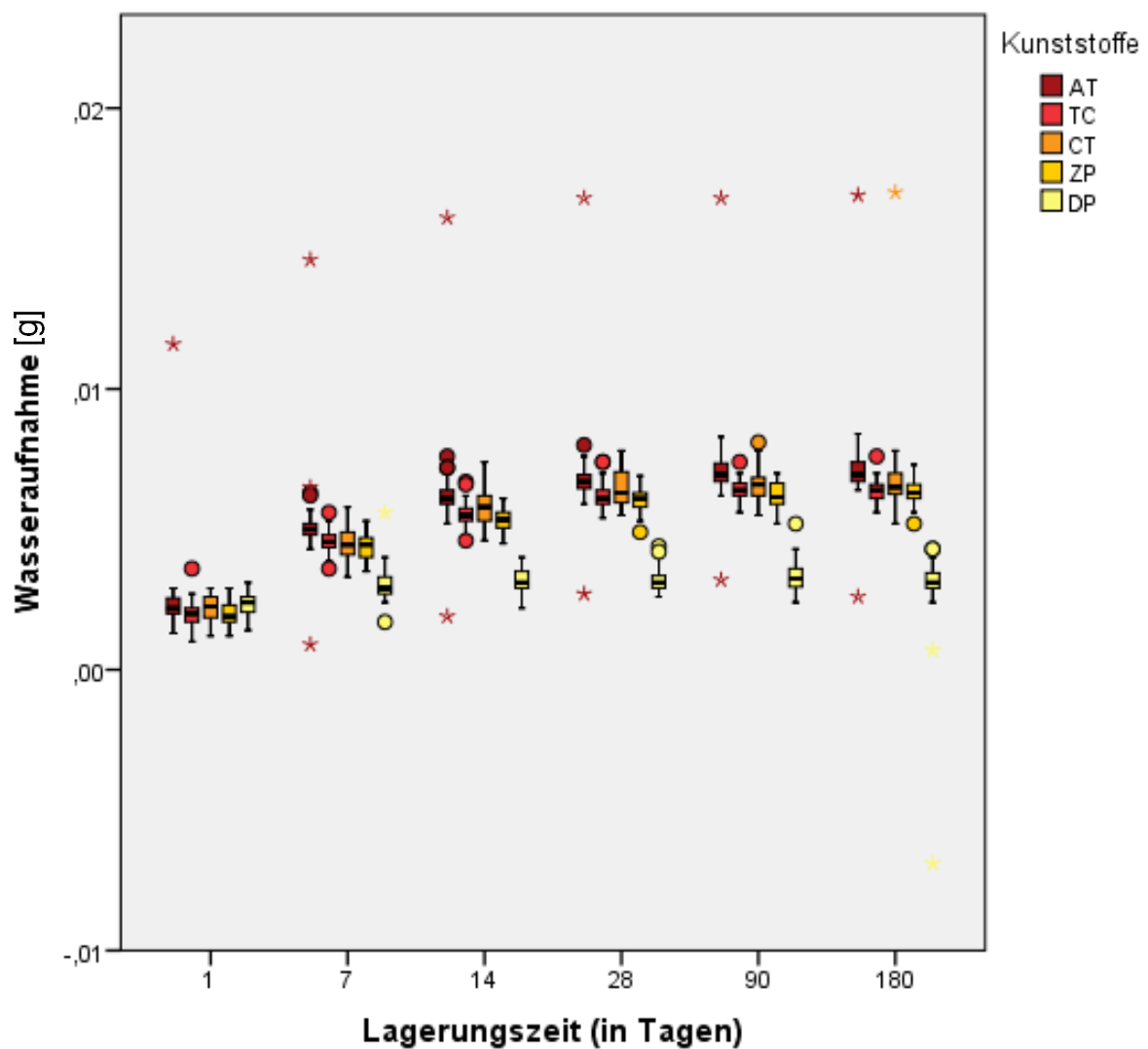


Abb. 12: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) über die Lagerungszeit nach Kunststoffen aufgeteilt.

Anhand der statistischen Auswertung ließen sich folgende Schlüsse ziehen: Für DP war eine Sättigung bereits ab Tag 7 erreicht. Zu Tag 180 fiel die durchschnittliche Wasseraufnahme sogar wieder auf den Wert von Tag 1 zurück. Für die anderen Kunststoffe war eine Sättigung hinsichtlich der Wasseraufnahme ab Tag 28 festzustellen.

5.6.6 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zur 2-fach-Interaktion Lagerungsmedium und Kunststoff

Eine statistisch signifikante 2-fach-Interaktion von Lagerungsmedium zu Kunststoff war vorhanden (2-fach-Interaktion Kunststoff x Lagerungsmedium): $p = 0,008$). Die spezifische Kombination von Lagerungsmedium und Kunststoff hatte somit einen Effekt auf die Wasseraufnahme (WA).

Unabhängig von der zeitlichen Entwicklung ließ sich für TC, ZP und DP keine Auswirkung des Lagerungsmediums auf die mittlere Menge an aufgenommenem Wasser nachweisen. Für AT führte nS zu einer leicht erhöhten Menge an aufgenommenem Wasser im Vergleich zu den anderen Medien. dW und kS unterschieden sich in ihrer Wirkung für CT signifikant. Hier führte dW zu einer höheren durchschnittlichen Wasseraufnahme als kS (siehe auch Abb. 13).

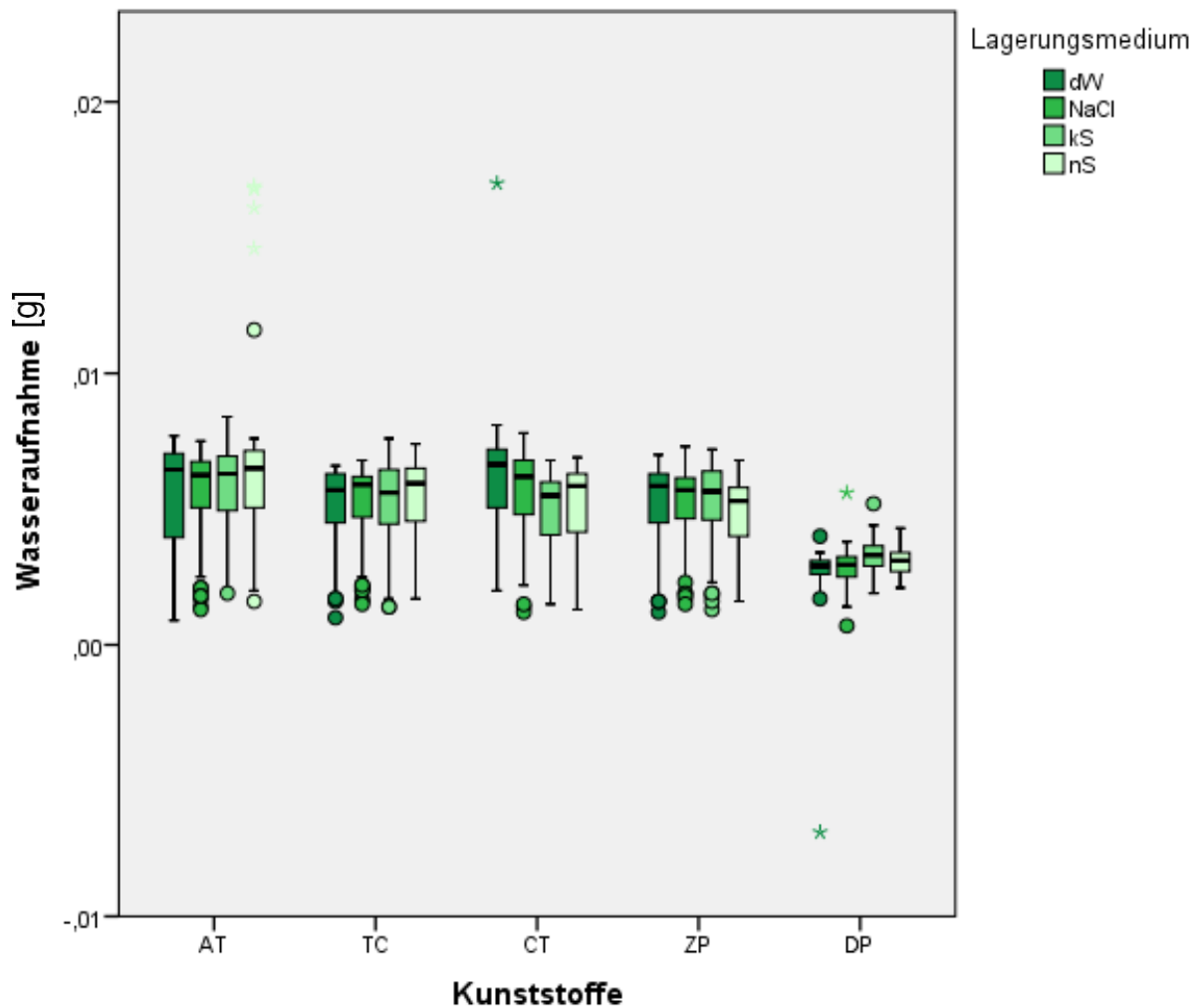


Abb. 13: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) nach Kunststoffen und Lagerungsmedium aufgeteilt.

5.6.7 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zur 2-fach-Interaktion

Lagerungszeit und Lagerungsmedium

Eine statistisch signifikante 2-fach-Interaktion von Lagerungszeit zu

Lagerungsmedium war vorhanden (2-fach-Interaktion Lagerungsmedium x

Lagerungszeit): $p = 0,044$) (Abb. 14). Während für dW, NaCl und nS eine Sättigung

ab Tag 28 zu beobachten war, trat für kS eine Sättigung erst ab Tag 90 ein.

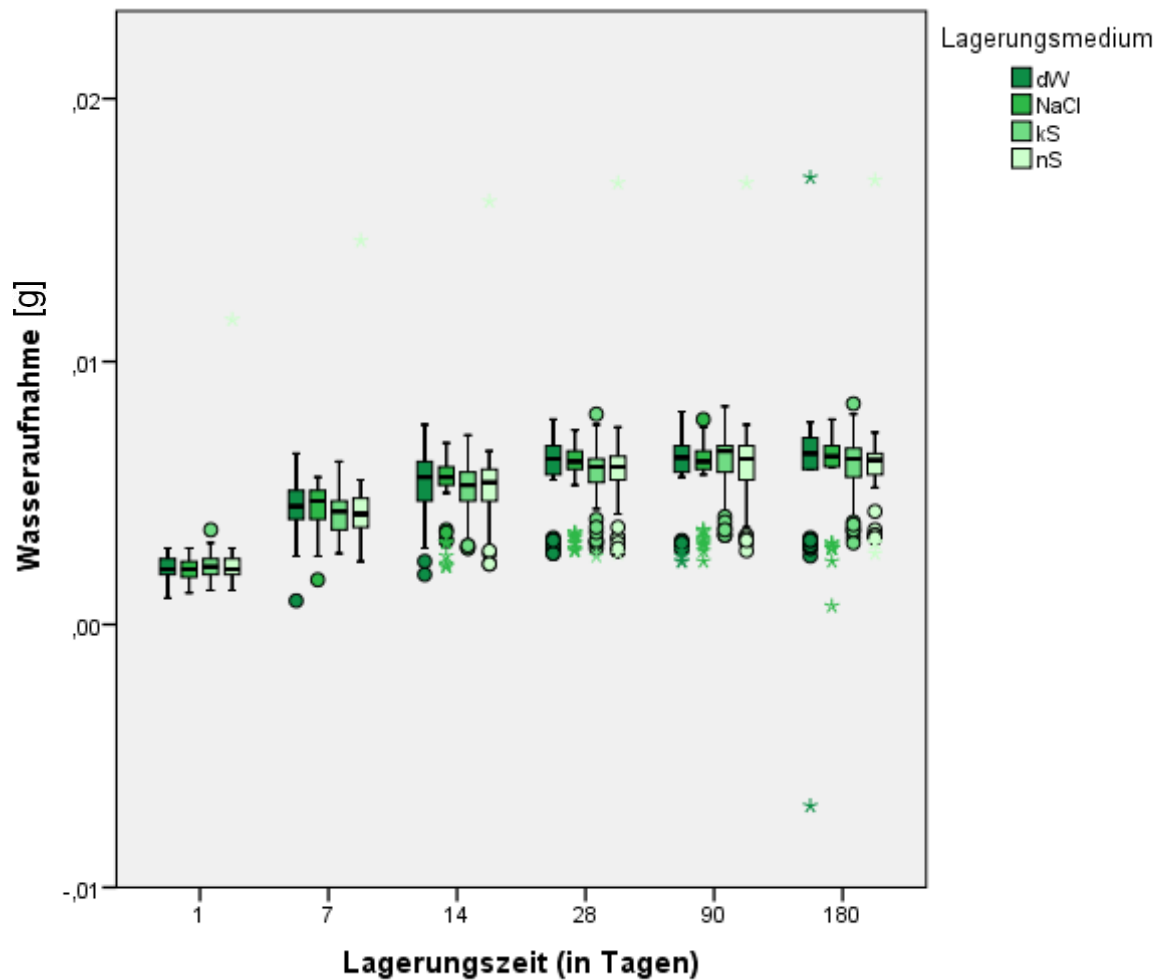


Abb. 14: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) über die Lagerungszeit nach Lagerungsmedium aufgeteilt.

5.6.8 Wasseraufnahme (WA) in Bezug zur 3-fach-Interaktion Lagerungszeit, Kunststoff und Lagerungsmedium

Die 3-fach-Interaktion Kunststoff, Lagerungsmedium und Lagerungszeit war knapp nicht signifikant (3-fach-Interaktion Lagerungszeit x Kunststoff x Lagerungsmedium: $p = 0,055$). Statistisch auffällig war jedoch DP (Kunststoff 9), das sich bei Betrachtung der geschätzten Randmittel deutlich im Verlauf von den anderen Kunststoffen absetzte und tendenziell Richtung Ende der Versuchsreihe ein Masseverlust bzw. Wasserabgabe (Lagerungsmedium 1 (dW) und 2 (NaCl)) festgehalten werden konnte (Abb. 15).

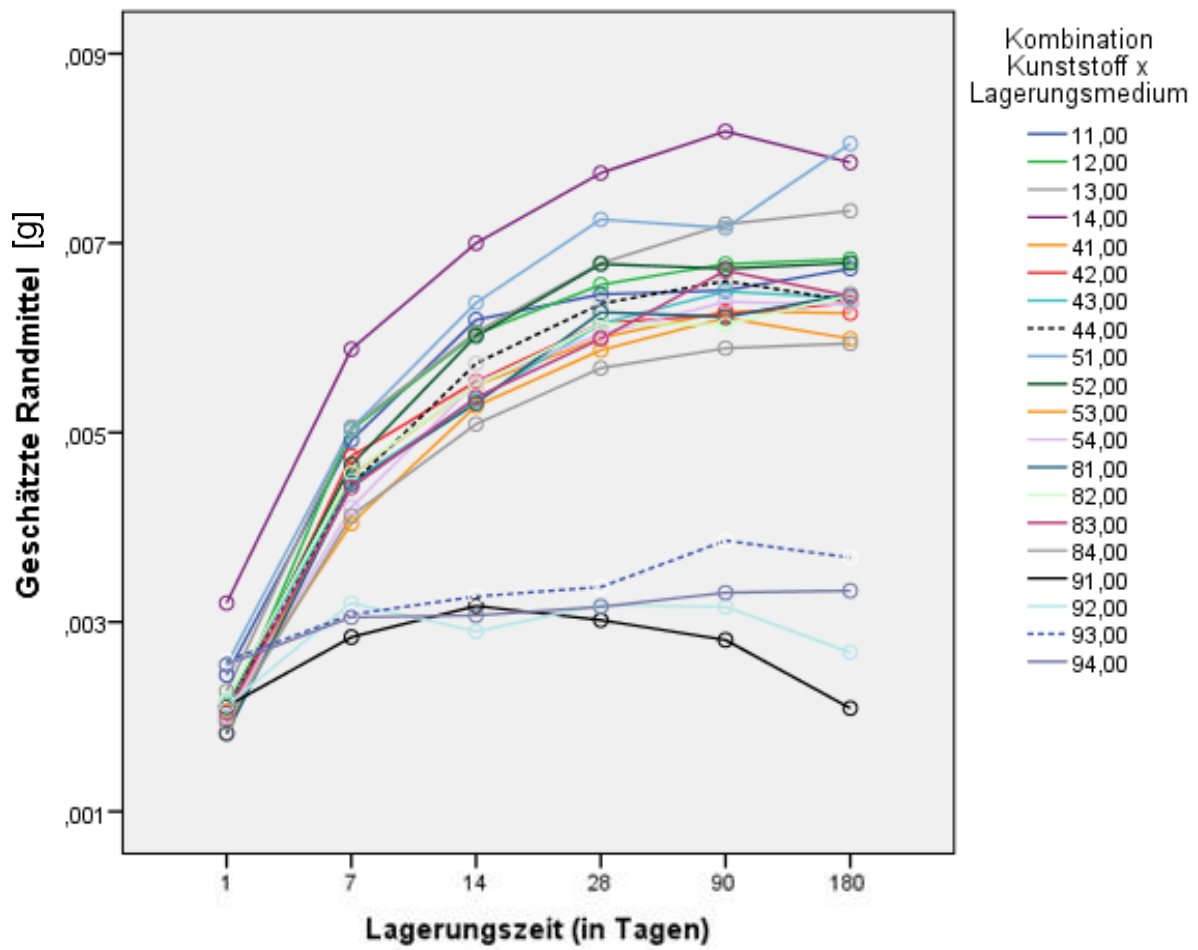


Abb. 15: Grafik zum geschätzten Randmittel der Wasseraufnahme (WA) über die Lagerungszeit nach Kunststoff und Lagerungsmedium aufgeteilt.

5.7 Löslichkeit (S)

Vorraussetzungen:

Als Löslichkeit wurde der Unterschied zwischen der Masse am Tag 200 ($m(200d)$) und der Masse am Tag 0 ($m(0d)$) definiert. Ein negativer Wert der Löslichkeit stellte einen Masseverlust dar, ein positiver Wert einen Massegewinn.

Cave:

Der besseren Lesbarkeit und Darstellbarkeit wegen wurden die Löslichkeitswerte mit 1000 multipliziert, d.h. es ist die Löslichkeit in der Angabe von Milligramm [mg] abzulesen.

Die Löslichkeit (S) der verschiedenen Kunststoffe unterschied sich signifikant (Haupteffekt Kunststoff: $p < 0.001$). Während für AT, TC, CT und ZP im Mittel ein Masseverlust (in etwa gleicher Höhe sich nicht signifikant unterscheidend) zu verzeichnen war, konnte für DP im Durchschnitt signifikant keine Veränderung des Gewichts festgestellt werden (die Null ist im entsprechenden 95%-Konfidenzintervall enthalten) (siehe Tab. 18).

Tab. 18: Löslichkeit (S) bei Haupteffekt Kunststoff.

Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Untergrenze
CT	-1,090 ^a	0,519	-1,355	-0,825
TC	-1,055 ^a	0,392	-1,320	-0,790
ZP	-0,917 ^a	0,452	-1,182	-0,653
AT	-0,810 ^a	1,753	-1,075	-0,545
DP	0,095 ^b	0,299	-0,170	0,360

Mittelwert Löslichkeit (S), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall bei den unterschiedlichen Kunststoffen zusammengefasst. Alle Werte sind in mg angegeben.

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungszeiten an.

Das Lagerungsmedium hatte ebenfalls einen signifikanten (2-fach-Interaktion Kunststoff x Lagerungsmedium: $p = 0,019$) Einfluss auf die Löslichkeit. Bei dW zeigten AT, TC und ZP im Mittel keine Unterschiede hinsichtlich ihrer Löslichkeit, die einen Masseverlust beinhaltete. Für CT ließ sich bei dW ein geringer Masseverlust feststellen, der nur knapp nicht von Null abwich. Zu keiner Veränderung der Masse bei dW kam es bei DP. Bei NaCl zeigten AT, TC, CT und ZP einen etwa gleichen Masseverlust, während für DP keine Gewichtsveränderung festzustellen war. Bei kS verlor CT im Mittel am meisten an Gewicht, gefolgt von TC und ZP. CT und AT unterschieden sich signifikant hinsichtlich der Löslichkeit bei kS. Für DP konnte wieder im Unterschied zu den anderen Kunststoffen kein Masseverlust bei kS festgestellt werden. Bei nS zeigten sowohl AT als auch DP keinen Masseverlust. Die drei anderen Kunststoffe unterschieden sich hinsichtlich ihrer Löslichkeit im nS nicht signifikant. Siehe dazu Tabelle 19 und Abb. 16.

Tab. 19: geschätztes Randmittel der Löslichkeit (S) aufgeteilt nach Kunststoffen und Lagerungsmedien.

Lagerungsmedium	Kunststoff	MW	SD	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
dW	AT	-1,220 ^a	1,455	-1,749	-0,691
	TC	-1,180 ^a	0,319	-1,709	-0,651
	CT	-0,480 ^{a,b}	0,365	-1,009	0,049
	ZP	-0,780 ^a	0,294	-1,309	-0,251
	DP	-0,020 ^b	0,220	-0,549	0,509
NaCl	AT	-1,180 ^a	0,361	-1,709	-0,651
	TC	-1,030 ^a	0,216	-1,559	-0,501
	CT	-0,950 ^a	0,357	-1,479	-0,421
	ZP	-0,660 ^a	0,313	-1,189	-0,131
	DP	0,190 ^b	0,285	-0,339	0,719
kS	AT	-0,740 ^a	0,721	-1,269	-0,211
	TC	-1,020 ^{a,b}	0,596	-1,549	-0,491
	CT	-1,520 ^b	0,305	-2,049	-0,991
	ZP	-0,860 ^{a,b}	0,472	-1,389	-0,331
	DP	0,140 ^c	0,389	-0,389	0,669
nS	AT	-0,100 ^a	3,104	-0,629	0,429
	TC	-0,990 ^b	0,370	-1,519	-0,461
	CT	-1,410 ^b	0,242	-1,939	-0,881
	ZP	-1,370 ^b	0,392	-1,899	-0,841
	DP	0,070 ^a	0,279	-0,459	0,599

Mittelwert Löslichkeit (S), Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall. Alle Werte sind in mg angegeben.

^{abc} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Kunststoffen an.

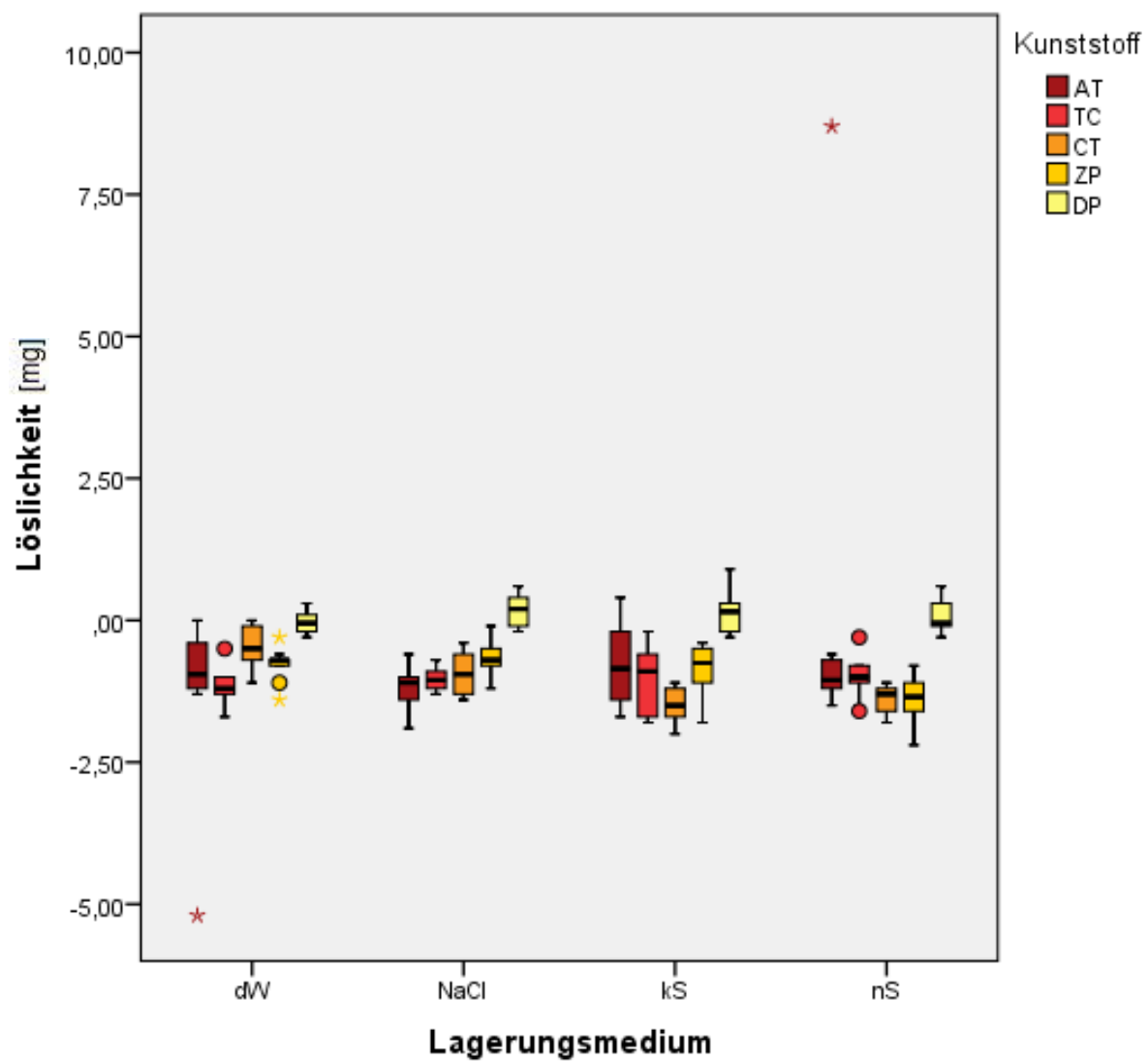


Abb. 16: Boxplotdiagramm von der Löslichkeit (S) nach Lagerungsmedien und Kunststoffen aufgeteilt.

6 Diskussion

6.1 Zusammenfassung

In dieser Doktorarbeit konnte gezeigt werden, dass primär die Lagerungsdauer und sekundär die Art des Lagerungsmediums auf die physikalisch-mechanischen Eigenschaften aller getesteten Werkstoffe einen Einfluss hatte. Die modernen, industriell vorgefertigten CAD/CAM-Kunststoffe besaßen allgemein signifikant bessere physikalisch-mechanische Eigenschaften als manuell polymerisierter Kunststoff (DP) – Ausnahme: Die Löslichkeit (S) war bei Dentalon Plus am geringsten.

Die **erste Nullhypothese**, dass die Lagerungsdauer keine Auswirkung auf die Rauigkeit (Ra), Wasseraufnahme (Wa), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastische Eindringmodul (EIT) hat, **konnte abgelehnt werden**.

So stieg die Rauigkeit (Ra) v.a. ab dem Messzeitpunkt von 28 Tagen, während sich die Wasseraufnahme (WA) im Laufe der Versuchsreihe sich ähnlich einer Logarithmusfunktion an einen imaginären Maximalwert annäherte. Die Härteparameter HM und HV zeigten einen deutlichen Abstieg bis zum 28. Tag um dann wieder etwas anzusteigen. Die EIT-Werte verliefen ähnlich wie HM und HV, was natürlich auch durch den mathematisch-physikalischen Zusammenhang dieser Parameter zu erwarten war.

Die **zweite Nullhypothese**, dass die Lagerungsmedien keine Auswirkung auf die Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (Wa), Martenshärte (HM),

Vickershärte (HV), Elastische Eindringmodul (EIT) haben, konnte **zum Teil widerlegt werden.**

So unterschieden sich die Lagerungsmedien zwar bei der Rauigkeit, der Martenshärte (HM) und dem Elastischen Eindringmodul (EIT) allgemein (über den kompletten Zeitraum betrachtet) nicht signifikant, doch bei HM konnte mit Blick auf den Verlauf festgehalten werden, dass Lagerungsmedium 1 und 2 (dest. Wasser und Kochsalzlösung) im Vergleich zu den Medien 3 und 4 (künstl. und natürl. Speichel) zu einer kontinuierlicheren und geringeren HM-Abnahme führten.

Bei der Betrachtung der Vickershärte (HV) zeigten künstl. und natürl. Speichel signifikant niedrigere Werte.

Bei der Wasseraufnahme (WA) und der Löslichkeit (S) konnte allgemein und global betrachtet keine signifikante Auswirkung durch die unterschiedlichen Lagerungsmedien gefunden werden. Wenn man jedoch die Löslichkeit (S) für jeden Kunststoff einzeln betrachtet, ist festzustellen, dass das Lagerungsmedium einen sehr unterschiedlichen Einfluss hatte.

So zeigten künstl. und natürl. Speichel (Lagerungsmedium 3 und 4) bei CAD Temp (signifikant) und Zenotec PMMA (v.a. bei natürl. Speichel) die höchste Löslichkeit, bei artBloc Temp die niedrigste Löslichkeit. Bei den Kunststoffen Telio CAD und Dentalon Plus wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Lagerungsmedien festgestellt.

Die **dritte Nullhypothese**, dass die CAD/CAM-PMMA Werkstoffe untereinander keine signifikanten Unterschiede bei den Prüfparametern Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (Wa), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastische Eindringmodul (EIT) zeigen, konnte **teils widerlegt werden**.

Zusammenfassend war bei der Rauigkeit (Ra) ArtBloc Temp mit den signifikant höchsten und Telio CAD mit dem geringsten Mittelwert gemessen worden.

Bei der Martenshärte (HM) und dem Elastischen Eindringmodul (EIT) waren mit Abstand die signifikant höchsten Mittelwerte bei Telio CAD zu finden, während sich die anderen CAD/CAM-PMMA Materialien nicht signifikant unterschieden.

Bei der Vickershärte war ein ähnliches Bild anzutreffen und Telio CAD war ebenso signifikant der härteste Werkstoff. Zenotec PMMA hatte signifikant den geringsten HV Mittelwert.

Bei der Wasseraufnahme hatte CAD Temp signifikant die höchsten Werte. Die anderen CAD/CAM-PMMA Werkstoffe unterschieden sich nicht signifikant.

Nur bei der Löslichkeit (S) allgemein konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden, wobei tendenziell artBloc Temp die geringste Löslichkeit hatte, gefolgt von Zenotec PMMA, Telio CAD und CAD Temp.

Die **vierte Nullhypothese**, dass der manuell polymerisierte Referenz-PMMA-Kunststoff statistisch signifikant den modernen CAD/CAM-PMMA Werkstoffen bei den physikalisch-mechanischen Eigenschaften/Prüfparametern Rauigkeit (Ra), Löslichkeit (S), Wasseraufnahme (Wa), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV), Elastische Eindringmodul (EIT) unterlegen ist, wurde **zum Teil bestätigt**.

Bei der Rauigkeit waren Dentalon Plus (manuell polymerisiert) und artBloc Temp (industriell vorgefertigt) mit einem identischen Mittelwert von 0,044 statistisch signifikant die rauesten Werkstoffe.

Des Weiteren zeigte Dentalon Plus bei den Härteparametern HM und HV signifikant den niedrigsten Mittelwert mit $HM=73,70$ bzw. $HV=9,66$. Im Vergleich zum härtesten Kunststoff (CAD Temp) mit $HM=175,94$ bzw. $HV=24,39$ kann die beträchtliche Diskrepanz der beiden Extremwerte erfasst werden.

Auch beim Elastischen Eindringmodul (EIT) wurde signifikant und mit Abstand der niedrigste Mittelwert für Dentalon Plus errechnet.

Bei der Wasseraufnahme (WA) und der Löslichkeit (S) zeigte sich ein konträres Bild: Die Annahme, dass Dentalon Plus hier den anderen Werkstoffen unterlegen sei (d.h. höhere Wasseraufnahme und größere Löslichkeit) konnte in dieser Arbeit nicht bestätigt werden.

Die auch im Verlauf sehr kontinuierliche und im Mittelwert von 0,030 signifikant geringste Wasseraufnahme sowie die quasi nicht vorhandene Löslichkeit – es kam ein positiver Mittelwert von 0,095 heraus, was eigentlich allein betrachtet einen „Massegewinn“ als eine „Auflösung“ der Werkstoffes bedeutet – sind nicht erwartet worden und werden im Laufe der Diskussion kritisch beurteilt.

6.2 Vergleich der erzielten Ergebnisse mit der aktuellen Studienlage

6.2.1 Rauigkeit

In dieser Arbeit wurde eine durchschnittliche Rauigkeit von 0,038 nach der Politur und vor der Einlagerung in die Medien (Tag 0) festgestellt. Ähnliche Ra-Werte (Z100, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA: 0,04) konnte eine Studie aus dem Jahre 2013 feststellen, wobei nur bis zu einer Feinkörnung von P2400 poliert wurde [119]. Im Vergleich konnte durch die in der eigenen Versuchsanordnung getätigte Politur bis P4000 keine weitere, signifikante Glättung der Prüfkörper erreicht werden. Eine Verkürzung der Politursequenz bis einschließlich P2400 kann für weitere Versuchsanordnungen diskutiert werden. Bei Versuchen mit einem konventionellen PMMA-Kunststoff (Vertex RS, Vertex-Dental BV, Zeist, Niederlande) wurde eine Rauigkeit nach Politur von durchschnittlich 0,046 gemessen. Diese unter Laborbedingungen erreichten Werte sind im Vergleich zu in-vivo erreichten Werten (Sof-Lex Scheiben, 3M: Ra = 0,06-0,1; Enhance PoGo, Dentsply, USA: Ra = 0,06-0,129) deutlich überlegen [90, 120]. Klinisch relevant wären Ra-Werte bezüglich erhöhter Plaqueakkumulation und Ertastbarkeit durch die Patientenzunge erst ab 0,2 bzw. 0,25-0,5 [81, 84].

Während des Alterungsprozesses in der vorliegenden Studie wurde von keinem Kunststoff dieser kritische Wert von 0,2 erreicht. Allgemein stieg die Rauigkeit auf einen Mittelwert von 0,042 (180 Tage) an. Eine Studie, die sich mit der 30-tägigen Lagerung von verschiedenen Kunststoffarten (Hybrid, Mikrogefüllt, Nano) in gebräuchlichen Getränken beschäftigte, fand heraus, dass sowohl die Art des Kunststoffes (Nano zeigte den geringsten Ra-Anstieg) als auch die Art des Mediums

(Cola zeigte den stärksten Ra-Anstieg) entscheidend sind, was mit den eigenen Ergebnissen – soweit möglich – korreliert [86]. So kann eine Degeneration der Kunststoffoberfläche durch allgemeine, hydrolytische Effekte der Lagerungsmedien und im speziellen auch durch die starke Säurekomponente (pH-Werte von 2 bis 3) von Cola-Getränken diskutiert werden. Dies führt zu einer Auslösung von kleinen Füllerpartikeln aus der Polymermatrix im Kunststoff, die dann die Rauigkeit erhöhen. Dadurch dass die herauslösbaren Nanopartikel im Nanokomposit kleiner als die Füller im Hybrid- oder mikrogefüllten Kunststoff sind, fällt der Rauigkeitsanstieg somit auch geringer aus [86]. In der vorliegenden Dissertation konnte kein signifikanter Unterschied in der Beeinflussung der Ra-Werte der verschiedenen Lösungsmedien erfasst werden. Dass die unterschiedlichen PMMA-Werkstoffe auch unterschiedliche Ra-Werte im Verlauf der Versuchsanordnung annahmen, kann sowohl mit der unterschiedlichen Zusammensetzung, als auch der Polymerisationsrate und somit Resistenz gegen Hydrolyseprozesse erklärt werden.

Im Jahr 2011 wurde unter anderem die Rauigkeit von indirekten Verblendkomposites bei einem Alterungsprozess über 180 Tage in Wasser bei 37 °C untersucht. So konnten im Verlauf bei keinem Komposit signifikante Änderungen von Ra beobachtet werden [104]. Dieses konträre Ergebnis zu der vorliegenden Dissertation könnte Anhand der allgemein in der Literatur anerkannten überlegeneren physikalischen Eigenschaften von Kompositen im Vergleich zu PMMA-Kunststoffen erklärt werden. So bestehen PMMA-Kunststoffe fast ausschließlich aus organischen Kohlenwasserstoffverbindungen, die anfälliger auf Hydrolyseprozesse sind [52].

Es ist in dieser Dissertation erkennbar, dass beim konventionellen PMMA-Kunststoff Dentalon Plus höhere Ra-Werte gemessen worden sind als bei den CAD/CAM-Kunststoffen. In der Literatur wird beschrieben, dass die Polymermatrix von

Kunststoffen durch Wasserinfiltration und Schwellung (bis zu zwei Masseprozent) desintegriert werden kann und somit zu einer Verringerung der mechanischen Eigenschaften führt [52]. Je nachdem, wie hoch der prozentuale Anteil der organischen Matrix sowie dessen Konversionsrate ausfällt, desto größer sind die Desintegration und die damit verbundene Rauigkeitszunahme bei Wasserinfiltration [121-123]. Mit dieser Information lassen sich vor allem durch die anzunehmende geringere Konversionsrate vom manuell polymerisierten Kunststoff Dentalon Plus dessen höhere Ra-Werte erklären. Jedoch zeigte sich bei dem CAD/CAM-Werkstoff CAD Temp mit dem höchsten Fülleranteil (14% Füller) kein signifikanter Vorteil bei der Rauigkeit. Es wurde zum Ende des Alterungsprozesses ein sogar vergleichsweise höherer Ra-Anstieg als bei den anderen CAD/CAM-Kunststoffen gemessen ($\Delta Ra(\text{CAD Temp}) = 0,015$; $\Delta Ra(\text{Telio CAD}) = 0$; $\Delta Ra(\text{Zenotec PMMA}) = 0,008$). Eine mögliche Erklärung könnte das Herstellungsverfahren von CAD Temp sein. So werden die Mikrofüllstoffe durch ein Nachpressverfahren in das PMMA-Netzwerk infiltriert [4]. Es ist möglich, dass eine chemische Verbindung der Füllstoffe mit der schon nahezu komplett auspolymerisierten PMMA-Matrix nur sehr bedingt stattfinden kann. Auch kann das Nachpressen zu potentiellen mechanischen Beschädigungen auf mikroskopischer Ebene in der PMMA-Struktur führen. So könnten die Füller auch schneller ausgelöst werden.

Bezüglich des Einflusses des Lagerungsmediums auf die Rauigkeit konnte in dieser Arbeit keine eindeutige Aussage getroffen werden - was damit zusammenhängen mag, dass in allen Medien Wasser mit einer prozentualen Masse von >99% vorhanden war und bei gemessenen pH Werten zwischen 5,1 bis 8,5 keine starke Säuren- oder Baseneigenschaften wie beispielsweise bei einer Studie aus dem Jahre 2013 vorlagen (Cola mit pH-Wert von 2,7) [86]. Es gibt Erkenntnisse, dass im menschlichen Speichel Enzymaktivitäten ähnlich der Cholesterinesterase und

Pseudocholinesterase stattfinden. Mehrere Versuchsreihen mit TEGDMA-, BisGMA- und BisEMA-Kompositen konnten bestätigen, dass es bei der Lagerung in natürlichen Speichel zu einer signifikanten, enzymbasierten Biodegradation der Werkstoffe auf Basis der beiden genannten Esterasen kommt [124-126]. Dabei wurde auch deutlich, dass die Cholesterinesterase- und Pseudocholinesterase-ähnlichen Hydrolasen synergetisch wirken [124]. Die eigentlich logisch erscheinende Annahme, dass auch in der vorliegenden Arbeit durch menschlichen Speichel mit seinen enzymatischen Bestandteilen (auch unter anderem Amylase) eine stärkere Auflösung der PMMA-Matrix und somit Rauigkeitserhöhung stattfand, kann nicht bestätigt werden. Diesbezüglich gab es auch keine spezifischen Literaturquellen für CAD/CAM-PMMA Materialien, die eine weitere kritische Analyse der gemessenen Werte ermöglicht hätte.

6.2.2 Härteparameter HM, HV und EIT

Es wurde entschieden, bei den Härteparametern auch die Martenshärte als ein sehr objektives Messverfahren zu analysieren. In der Literatur ist bis dato primär auf Tests der Vickershärte und Knoop Härte zurückgegriffen worden, die aber aufgrund doch sehr abweichender Testmethoden der jeweiligen Autoren eigentlich keine wissenschaftlich einwandfreien Vergleiche der Testergebnisse ermöglichen. So werden bei der Vickershärte als potentielle Fehlerquellen die per Hand durchgeführte optische Ausmessung des Impressionskraters und der Einfluss der Rückstellwerte nach durchgeführter Belastung [101, 127]. Auch unterscheidet sich die Vickershärte als eine logische Schlussfolgerung von der Prüflast. Gängige Werte, die in unterschiedlichen Studien gefunden werden können: 2, 10 und 50 N. Die

Martenshärte ist unabhängig von der Prüflast, da sie die Kraft und die Eindringtiefe während der Belastungs- und Entlastungsphase misst [101].

Um einen Überblick von verschiedenen Werkstoffen und deren Martenshärte zu bekommen und somit die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit besser einzuordnen, seien die Ergebnisse für HM (und HV zur Vollständigkeit und unter dem Vorbehalt der limitierten Vergleichbarkeit) ohne Alterungsprozess aus einer Studie von 2007 kurz aufgelistet (Tabelle 20) [101].

Verwendetes Material: Vivodent (PMMA Kunststoff), Orthosit (Komposit) und Candulor (Keramik) von Ivoclar Vivadent. Allesamt industriell hergestellte Prothesenzähnewerkstoffe, vom Hersteller aber zur Studie als genormte Scheiben mit parallelen Oberflächen angeliefert.

Tab. 20: HM und HV verschiedener Prothesenkunststoffe, Studie von *Shahdad et al.* (2007) [101].

Material	HM	HV (10 N)
Vivodent	142	54,33
Orthosit	209	34,74
Candulor	2926	Messung nicht möglich

Um einen sinnvollen Vergleich zu ermöglichen, sei aus der eigenen Studie der Mittelwert (gerundet) von HM (und HV zur Vollständigkeit und unter dem Vorbehalt der limitierten Vergleichbarkeit) an Tag 0 der jeweiligen Kunststoffe angegeben (Tabelle 21):

Tab. 21: HM und HV an Tag 0 der in dieser Studie geprüften Werkstoffe.

Material	HM (0 d)	HV (0 d, 10 N)
artBloc Temp	146	22,32
Telio CAD	144	21,22
CAD Temp	191	27,52
Zeno PMMA	140	20,65
Dentalon Plus	82	11,33

Deutlich erkennbar sind die nahezu identischen HM-Werte bei Vivodent zu artBloc, Telio CAD und Zeno PMMA. CAD Temp hat eine Martenshärte, die sich dem Komposit Orthosit annähert. Dies lässt sich durch den vergleichsweise hohen Füllstoffanteil von 14% bei CAD Temp erklären und kommt somit bei der Härte üblichen Kompositen sehr nahe. Wie bei den Kompositen führt offensichtlich auch bei den CAD/CAM-PMMA Werkstoffen ein höherer Fülleranteil zu allgemein besseren mechanischen Eigenschaften [128-131]. Dentalon Plus ist als manuell hergestellter PMMA-Werkstoff, wie zu erwarten, mit Abstand an letzter Stelle.

Auf einen Vergleich der Vickershärte wird aus genannten Gründen verzichtet.

Allgemein kann eine Wasseraufnahme und Abgabe bei den Werkstoffen zu einer molekularen Instabilität mit Rissbildungen und dadurch resultierende Abnahme der mechanischen Eigenschaften führen [132].

Eine Studie mit ähnlichem Versuchsaufbau zur Alterung aber dafür mit drei verschiedenen Veneerkompositen und alleinige Lagerung in 37 °C temperierten Wasserbecken zeigte für das Komposit VITA VM LC (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) stabile und für die beiden anderen Werkstoffe GC Gradia (GC Europe, Leuven, Belgium) und Sinfony (3M, Seefeld, Deutschland) sogar

signifikant ansteigende HM-Werte. Dieser Anstieg könne durch eine weitergehende Polymerisation und somit steigende Konversionsrate erklärt werden [103, 104]. Vergleichend zu dem allgemeinen Rückgang der HM-Werte bei den CAD/CAM-Kunststoffen bis 90 Tage (Ausnahme: Telio CAD mit außer initialem Einbruch und folgender Konstanz) und der relativ konstanten Härteparameter bei Dentalon Plus im Wasserbad kann diese konträr verlaufende Entwicklung unter anderem auf die industrielle Herstellung und die damit verbundene höchstmögliche Polymerisationsrate bei den CAD/CAM-Werkstoffen zurückzuführen sein. Während Dentalon Plus im Wasser noch die Möglichkeit der Nachpolymerisation hat, ist dies bei den CAD/CAM-PMMA Materialien eigentlich auszuschließen und somit kann bei diesen nur noch eine Degradation des Polymernetzwerkes stattfinden, die nicht durch gleichzeitige Erhöhung der Konversionsrate abgefangen werden kann. Die Literatur beinhaltet bis dato diesbezüglich nicht genügend Studien und somit sei dies als zu überprüfende Hypothese für weitere wissenschaftliche Arbeiten anzuführen.

Auch hier seien die Versuchsreihen mit TEGDMA-, BisGMA- und BisEMA-Kompositen genannt, die bei der Lagerung in natürlichen Speichel eine signifikante, esterase-ähnliche Biodegradation und somit eine Verschlechterung der physikalischen Eigenschaften zeigten [124-126]. In dieser Dissertation konnte eine durch menschlichen Speichel signifikante Abnahme der Härteparameter der PMMA-Prüfkörper und somit auch wahrscheinliche Degradation bestätigt werden. Die Abnahme der Härteparameterwerte unterschied sich aber nicht signifikant von denen der anderen Lösungsmedien. Als Hypothese kann eine geringere Anfälligkeit zur esterase-ähnlichen Biodegradation von PMMA-Werkstoffen aufgestellt werden, die durch weitere Versuche näher untersucht werden müsste.

Weitere Studien zur Martens- und Vickershärte bei PMMA-Kunststoffen bei Alterung in weiteren Lösungen wie (künstlicher) Speichel etc. wurden nicht gefunden.

Das Elastische Eindringmodul (EIT) korrelierte sehr zu dem Verlauf der Härteparameter HM und HV. Da EIT durch die Prüfmethode zur Martenshärte berechnet wird, ist dies natürlich zu erwarten gewesen. Eine Studie zur 7-tägigen Lagerung von zwei verschiedenen Provisorienmaterialien (PMMA-Kunststoff und Bis-GMA-Komposit) in künstlichem Speichel fand unter anderem heraus, dass es zu keiner signifikanten Veränderung des Elastizitätsmoduls E kam [112]. Dadurch, dass die Zeitspanne nur sieben Tage betrug, es nur ein Lagerungsmedium gab, der Verlauf des Elastizitätsmoduls E wenn überhaupt nur kritisch mit dem Verlauf des Elastischen Eindringmoduls EIT verglichen werden darf und sonst die Literaturrecherche keine weiteren Quellen ergab, kann eine Notwendigkeit weiterer wissenschaftlicher Untersuchungen zu dieser Thematik erkannt werden.

6.2.3 Wasseraufnahme (WA) und Löslichkeit (S)

Der allgemein beobachtete signifikante Einfluss der Lagerungszeit auf die Wasseraufnahme bis zum 90. Tag – Ausnahme Dentalon Plus – korreliert mit einer früheren Studie zur Wasseraufnahme von Kompositen [133]. Die Annäherung des zeitlichen Verlaufes der Wasseraufnahme an eine logarithmische Funktion ist ein Hinweis auf eine gewisse Sättigung, die sich nach 90 Tagen einstellte. Literaturtechnisch konnten keine Ergebnisse gesammelt werden, die diese Annahme unterstützen bzw. widerlegen können. Auch hier wären weitere Studien nötig.

Über alle Kunststoffe hinweg betrachtet zeigten am Tag 90 die Lagerungsmedien künstlicher und natürlicher Speichel gerade noch signifikant eine höhere

Wasseraufnahme im Vergleich zu destilliertem Wasser und Kochsalzlösung (0,0061 zu 0,0058). Dies würde auch mit den Ergebnissen der schon oben genannten Studie mit Kompositen übereinstimmen [133]. Dieser Effekt könnte vor allem beim natürlichen Speichel auf die vorhandene Fähigkeit der enzymatischen Biodegradation und somit eine einhergehende höhere Porosität der Werkstoffe zurückzuführen sein. Eine Abhängigkeit der Wasseraufnahme von Material, Lagerungszeit und Lagerungsmedium war für die CAD/CAM-Werkstoffe nicht signifikant und ist ein Hinweis auf die sehr homogen ausgelegte Zusammensetzung und industriell standardisierte Verarbeitung über alle Hersteller hinweg.

Die in anderen Studien gestellte Annahme, dass mit einem höheren Anteil an Kunststoffmatrix und somit geringeren Anteil an Füllstoffen die Wasseraufnahme steigt, da die Kunststoffmatrix und nicht der Fülleranteil hydrolytisch angegriffen werden kann, kann Aufgrund des allgemein mindestens 99%igen PMMA-Anteiles der in dieser Studie verwendeten Kunststoffe nicht sinnvoll beurteilt werden [133-136]. Einzige Ausnahme stellt CAD Temp mit einem 86%igen Kunststoffmatrixanteil dar, der aber keine, in Anbetracht der vorherigen Studien anzunehmende, signifikant niedrigere Wasseraufnahme – eher gegenteilig höhere Aufnahme – verzeichnete.

Ein sehr überraschendes Ergebnis bei der Wasseraufnahme zeigte Dentalon Plus als konventionell hergestellter Kunststoff. Mit der auch in der Literatur beschriebenen Annahme, dass eine höhere Homogenität eines Polymers eine geringere Wasserabsorption bedeute, war eigentlich von einer signifikant höheren Wasseraufnahme bei dem unter keinen industriellen Bedingungen wie mit konstant hohen Druck und Temperatur hergestellten Dentalon Plus auszugehen [137]. In der vorliegenden Dissertation erfuhr Dentalon Plus mit gerundet einem Masseprozent die geringste Wasseraufnahme (Mittelwerte: WA max: 0,0033; m(Tag 0): 0,3278),

während artBloc Temp nahezu die doppelte Wasseraufnahme von gerundet zwei Masseprozenten (Mittelwerte: WA max: 0,0072; m(Tag 0): 0,3621) verzeichnete. Die Wasseraufnahme von 1-2 Masseprozenten der in dieser Studie benutzten PMMA-Kunststoffe korreliert sehr gut mit den Ergebnissen in der Literatur, wo ein Mittelwert von bis zu zwei Prozent angegeben wird [52, 138, 139]. Das sehr überraschende und in der Literatur nicht zu bestätigende bzw. widerlegbare Ergebnis, dass der konventionelle PMMA-Kunststoff eine geringere Wasseraufnahme hatte als die CAD/CAM-Werkstoffe, macht deutlich, dass hier eine dringende Abklärung mit Hilfe von weiteren Studien bezüglich der Wasseraufnahme bei Lagerung von PMMA-Werkstoffen allgemein notwendig ist. Rein hypothetisch kann ein Einfluss auf die Oberflächenstruktur von Dentalon Plus durch das Herstellungsverfahren der Prüfkörper vorhanden sein. So können sowohl die Serienschnittsäge als auch die Politur durch Reibungswärme eine Strukturgefügeveränderung hervorgerufen haben. Hier könnten REM-Aufnahmen sinnvoll sein. Auch kann eine unzureichende Vortrocknung der Prüfkörper von Dentalon Plus diskutiert werden, sodass dieser Werkstoff mit einer gewissen Sättigung an gebundenem Wasser in die Versuchsreihe startete und somit vergleichsweise nur noch wenig Wasseraufnahme stattfinden konnte.

Die höchste Löslichkeit von natürlichem Speichel konnte in dieser wissenschaftlichen Arbeit bei Zeno PMMA ermittelt werden. Bei CAD Temp hatten sowohl künstlicher als auch natürlicher Speichel hohe Löslichkeitswerte. Andersherum zeigte artBloc Temp im natürlichen Speichel im Vergleich zu den anderen Medien nahezu keine Löslichkeit. Dentalon Plus nimmt wieder eine nicht erwartete Sonderstellung ein und zeigte für alle Medien keine Löslichkeit. Betrachtet man die verschiedenen Medien, so lagen die Löslichkeitswerte von destilliertem Wasser nahe beieinander, während natürlicher Speichel sehr individuell und keiner Systematik folgend Einfluss auf die

Kunststoffe hatte. Natürlicher Speichel ist mit seiner Komplexität und der von Mensch zu Mensch unterschiedlichen Zusammensetzung, die sich sogar tageszeitenabhängig bei einem Individuum unterscheidet [140, 141], bei in-vitro-Untersuchungen eine sehr schwer konstant zu haltende Variable. Verbesserungsansätze diesbezüglich werden im Absatz „Kritik der Testmethode“ besprochen.

Eine mögliche Erklärung, warum Dentalon Plus keine Löslichkeit in allen Medien zeigte, könnte wie bei der Wasseraufnahme eine unzureichende und zu kurze Trocknung der Prüfkörper am Ende des Versuchsablaufes trotz schon vorhandener stabiler Massenwerte sein. Ein zu überprüfender Aspekt wäre, ob insgesamt Dentalon Plus eine verzögerte Wasseraufnahme und –abgabe besitzt als alle anderen getesteten PMMA-Werkstoffe. In der Literatur konnte zu dieser Thematik nichts gefunden werden. Weitere in-vitro-Experimente zu dieser Thematik sind notwendig.

6.3 Kritik der Testmethode (Vor- und Nachteile) sowie der Auswertungsmethode

6.3.1 Herstellungsverfahren der Prüfkörper

Potentielle systematische Fehler bei der Herstellung der Prüfkörper mit Hilfe des Serienschnittes durch eine Diamanttrennscheibe und anschließender Politur können die Hitzeentwicklung bei zu schnellem Schneiden oder zu hohem Anpressdruck mit daraus resultierenden Oberflächenveränderungen sein. Es wurden in der Studie schon bewusst schonende Maschinenparameter wie langsamer Vorschub und großzügige Kühlung eingesetzt. Es scheint aber dennoch sinnvoll, in weiteren

Versuchen mit Hilfe von rasterelektromikroskopischen Aufnahmen Oberflächenveränderungen durch unterschiedliche Parameter mit verschiedenen PMMA-Werkstoffen darzustellen.

Auch stellt sich die Frage bei den industriell hergestellten CAD/CAM-Rohlingen, inwieweit Homogenität bezüglich der Konversionsrate und der damit verbundenen mechanischen Eigenschaften von der Oberfläche bis zur Mitte der Fräsblöcke herrscht.

6.3.2 Rauigkeitsprüfung

Die Rauigkeitsprüfung mit dem hochsensiblen Mahr-Prüfgerät (Mahr GmbH) fand in einem geschlossenen Raum ohne Fenster statt. Obwohl somit nur gering bis nicht hörbar Umweltgeräusche wie Straßenverkehr oder auch Publikumsverkehr im Unigebäude der Zahnklinik der LMU München in diesen Raum gelangten, führten selbst schon leichte Interferenzen (vor allem Schwingungen und weitergeleitete Vibrationen) innerhalb des Raumes (Tastaturtippen, leichte Bewegungen des Prüfers auf dem Stuhl) zu erkennbaren Messfehlern des Prüfgerätes.

Auch die in den Jahren 2013-2014 stattgefundenen Baumaßnahmen auf einem Nachbargrundstück zum Unigebäude und die damit verbundenen Abriss- und Rüttelarbeiten machten teilweise eine exakte Messung mit dem MarSurf 400 unmöglich.

Um diese Störfaktoren so gering wie möglich zu halten, wurden die Testreihen primär am frühen Abend oder – wenn möglich – an Wochenenden durchgeführt. Auch wurde eine strikte Verhaltensregel für den Prüfer im Testgeräte Raum eingeführt: geschlossene Türe, während der Prüfung aufrechte Sitzhaltung auf einem Stuhl ohne

Rollen, keine extensive Körperbewegung, kein Abstützen von Gliedmaßen am Prüftisch.

Des Weiteren musste bei der Rauigkeitsprüfung sichergestellt werden, dass die Tastspitze auf ihren 1,75 mm langen Prüfbahnen nicht über die ebenfalls auf der polierten Oberfläche der Testkörper vorhandenen Impressionskrater von dem Vickers-Diamanten der Zwick Härteprüfmaschine gezogen wurde. Solche Fehlmessungen konnten aber klar identifiziert werden (siehe Abbildung 17). Die Ausrichtung des Prüfkörpers wurde dementsprechend korrigiert und die Messung wiederholt.

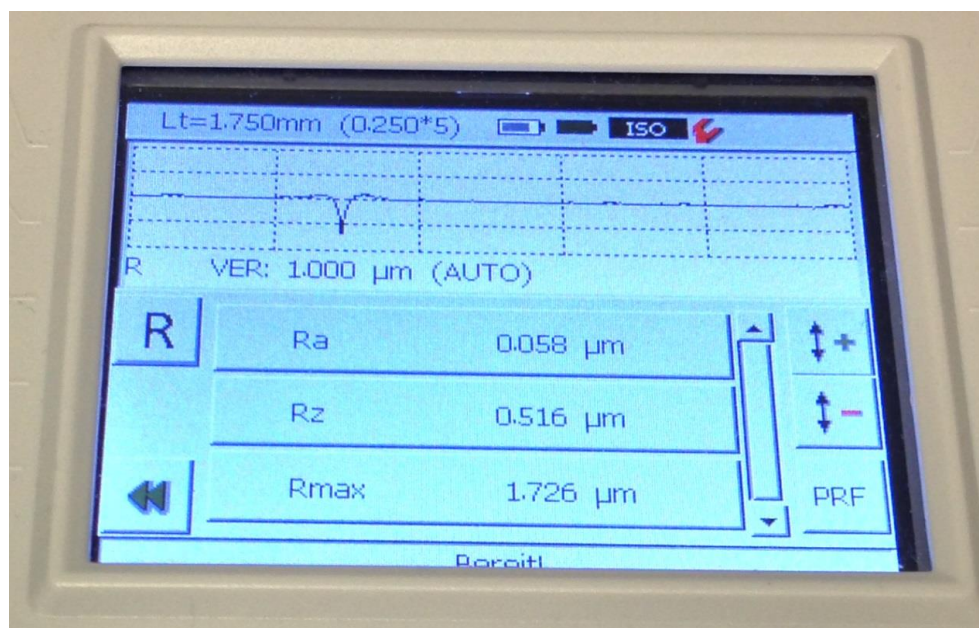


Abb. 17: grafische Auswertung einer Falschmessung durch das Überfahren eines Impressionskraters mit der Tastspitze des MarSurf 400.

Eine irrtümliche Messung der nicht polierten Seite eines Prüfkörpers konnte alleine von der doch stark optisch unterscheidbaren Oberflächengüte der polierten Seite ausgeschlossen werden.

6.3.3 Prüfung der Härteparameter

Die Zwick Härteprüfmaschine stellte sich als sehr zuverlässig heraus - vorausgesetzt natürlich die korrekte Bedienung dieser.

Eine potentielle Fehlerquelle war die mögliche Überlagerung des Eindringkörpers (Vickers-Diamantpyramide) mit einer schon vorhandenen Impressionsstelle im Prüfkörper. Dies hätte zu einer Verfälschung der HM-, EIT- und HIT-Parameter geführt: da diese Stelle schon einer plastischen Verformung unterzogen wurde, hätten somit die physikalischen (Oberflächen-)Eigenschaften wie plastisches und elastisches Verhalten nicht mehr dem Ursprungszustand des Kunststoffes entsprochen.

Dieser Fehler konnte durch die Möglichkeit der optisch vergrößerten Draufsicht auf die Prüfkörperoberfläche durch das in der Prüfmaschine integrierte Mikroskop und somit die Auswahl eines unberührten Oberflächenabschnittes für die darauf folgende Härteprüfung vermieden werden.

Des Weiteren wurde schon in einschlägiger Literatur über die Berechnung von der Vickershärte über eine potentielle Fehlerquelle seitens des Prüfers berichtet [101]. So mussten auch in der Versuchsreihe des Autors die Impressionen manuell mit Hilfe des Auflichtmikroskops und der damit verbundenen Software testXpert (Zwick GmbH) ausgemessen werden. Mögliche Fehlerquellen waren eine unscharfe Begrenzung der Impression, eine nicht ausreichende Lichtintensität des Auflichtmikroskops (herkömmliche Glühbirne) - Tiefendarstellungen der dreidimensionalen Eindrücke erfolgten logischerweise in einem zweidimensionalen Mikroskopbild durch Schattenbildung – sowie eventuell vorhandene, optisch sichtbare Unebenheiten auf der polierten Prüfkörperoberfläche (Kratzer oder (selten)

Unregelmäßigkeiten im Material selbst). Dadurch konnte im Einzelfall die nur auf die optische Darstellung basierende Ausmessung der Impression vielleicht geringfügig verfälscht worden sein.

Bei den initialen Härtemessungen, die vor der Bestimmung der Trockenmasse stattfanden, kam es zu vereinzelt Testabbrüchen seitens der Härteprüfmaschine. Wie es sich herausstellte, waren die betroffenen Prüfkörper auf der Unterseite nicht komplett eben. Somit schaukelten diese auf dem planen Prüftisch sobald der Kontakt mit dem Eindringkörper erfolgte, was wiederherum die sensible Messmechanik der Zwick Universaltestmaschine bemerkte und den Testdurchlauf abbrach.

Abhilfe konnte mit einem feinen Schleifpapier (P500 Körnung) zur Begradigung der Prüfkörperunterfläche geschaffen werden. Dies war natürlich nur vor der Bestimmung der initialen Trockenmasse möglich, da während der Alterungszeit auch ein geringer Masseverlust eines Prüfkörpers durch das Schleifen zu einer Verfälschung der gesamten Messergebnisse geführt hätte.

6.3.4 Prüfung der Gewichtsänderung

Aufgrund der hohen Genauigkeit der Feinwaage NewClassic MF Model (0,1 mg) mussten auch hier folgende, potentielle Fehlerquellen berücksichtigt werden: Sehr sensibel reagierte die Waage auf Luftbewegungen (Folgerung: Fenster, Türen geschlossen halten, Prüfer während des Messvorganges keine ruckartigen Bewegungen). Auch eine nicht korrekte Ausrichtung der Waage zur Erdanziehungskraft sowie eine zu seltene Kalibrierung wären mit fehlerhaften Messergebnissen verbunden gewesen. Deswegen wurde bei jeder Benutzung der Waage sowohl die Ausrichtung als auch die Kalibrierung überprüft und ggf. korrigiert

6.3.5 Aufbewahrungsmedien

Auf der Oberfläche der im künstlichen Speichelmedium und der 0,9%-NaCl Lösung gelagerten Prüfkörper wurde im Laufe des Alterungsprozesses festgestellt, dass sich aus der Lösung ausgefällte Kristalle niederschlugen. Dieser teilweise festsitzende Niederschlag musste mit Hilfe von intensiver Spülung mit destilliertem Wasser und kurzzeitig mit ethanolhaltigem Lösungsmittel (AHK Brennspritus, Walter Schmidt Chemie GmbH, Berlin, Deutschland) rückstandsfrei entfernt werden, bevor die Prüfkörper den weiteren Prüfverfahren unterzogen werden konnten. Vor allem bei der Massen- und Rauigkeitsbestimmung hätten diese Niederschläge wahrscheinlich zu unbrauchbaren Ergebnissen geführt. Ob der temporäre Einsatz von Lösungsmitteln die Oberfläche signifikant strukturell verändert hat, kann leider nicht beantwortet werden. Eine Studie zur Alterung von Provisorienmaterialien auf Kunststoffbasis mit Hilfe von Nahrung-simulierenden Flüssigkeiten zeigte aber deutlich, dass bei längerer Lagerung von dentalen Kunststoffen in Ethanolösung diese an der Oberfläche degradiert wurden und sich somit Oberflächeneigenschaften wie Härteparameter (Knoophärte) und Biegebelastbarkeit verschlechterten [99].

Des Weiteren stellte sich logischerweise die Aufbewahrung von natürlichem Speichel in einem auf 37 °C temperierten Brutschrank als optimale Bedingungen für Bakterienwachstum dar. Die nicht vorhandene mechano-chemische Entfernung des Bakterienfilms durch Zahnbürste und Zahnpasta wie in vivo (optimalerweise zweimal täglich) und der logistisch nicht anders zu bewältigende nur 14-tägige Medienwechsel (vergleichend wird im menschlichen Mundraum kontinuierlich Speichel neu produziert und durch Schlucken oder Ausspucken alter Speichel abtransportiert) führten zu sichtbaren Bakterienkolonien auf der Flüssigkeitsoberfläche. Als Energielieferant dienten den Bakterien wahrscheinlich

Speisereste im gesammelten Speichel sowie ausgelöste Kohlenwasserstoffverbindungen aus den Prüfkörpern und den Lagerungskästen.

Für weitere Studien und einer noch der Realität näheren Versuchsanordnung wären folgende Verbesserungen denkbar:

- Abgabe des menschlichen Speichels ungefähr eine bis zwei Stunden nach dem Zähneputzen und erfolgter Nahrungskarenz (Trinken von Wasser ist erlaubt). Somit dürfte der prozentuale Anteil an im Speichel gelösten Speiseresten sehr gering ausfallen und eventuell chemisch reaktive Inhaltsstoffe der Zahnpasta abgebaut sein. Auch könnte durch einen exakt definierten Entnahmezeitpunkt der im Tagesverlauf variierenden Speichelzusammensetzung [140, 141] entgegengewirkt werden.
- Regelmäßige Reinigung der Prüfkörperoberflächen mit Zahnbürste und ggf. Zahnpasta, auch um eine Abrasion wie in-vivo zu simulieren [123, 142].
- Häufigerer Medienwechsel als 14 Tage.
- Größerer Spenderpool - auch aus der Sicht eines breiteren Querschnitts durch die Bevölkerung und somit einer größeren Varianz der Speichelzusammensetzung und Bakterienflora.
- Desinfektion des natürlichen Speichels durch beispielsweise UV-Strahlung, v.a. bei Beibehaltung von längeren Wechselintervallen.

Im Vergleich zur Mundhöhle wurden Temperaturschwankungen (z.B. durch Nahrungs- oder Flüssigkeitsaufnahme), Feuchtigkeitsänderungen, okklusale Kaubelastungen und der kontinuierliche Speichelaustausch durch Drüsensekretion und Abtransport in dieser in-vitro-Studie vernachlässigt. Die Integration von Temperaturwechselbädern kombiniert mit Kausimulatoren wäre eine Möglichkeit zur weiteren Annäherung an klinische Bedingungen [41, 44, 97, 103, 142, 143].

7 Schlussfolgerung

Die getesteten CAD/CAM-PMMA Werkstoffe sind in vielen physikalisch-mechanischen Parametern dem konventionellen Kunststoff signifikant überlegen. Dies ist mit der industriellen Herstellung im Hochdruck- und Hochtemperaturpressverfahren im Einklang zu bringen.

Somit sind sie dem konventionellen Kunststoff vor allem bei Langzeitprovisorien nach dieser Studie beurteilend vorzuziehen.

Inwieweit diese in-vitro-Ergebnisse auch auf den klinischen Alltag anwendbar sind, kann bis dato nicht eindeutig gesagt werden, da in der Praxis noch wesentlich mehr Faktoren wie einfache Verarbeitung, Herstellungsdauer, Wirtschaftlichkeit, Akzeptanz der Zahnärzte und Techniker etc. Einfluss haben, welche Art von PMMA-Werkstoff schlussendlich verwendet wird.

Es ist auf jeden Fall lohnenswert, weitere Studien – auch speziell klinische – mit den CAD/CAM-Werkstoffen allgemein anzufertigen, da es sich immer deutlicher abzeichnet, dass in der CAD/CAM-unterstützten Zahnheilkunde ein immer größer werdender Markt und neue, interessante Entwicklungen in naher Zukunft auf uns zukommen werden.

Die öffentlichen Forschungsinstitute sind hierbei in der Pflicht, den Überblick dieser CAD/CAM-Zahnmedizin zu bewahren um die echten Erfolge von den wissenschaftlichen Sackgassen weiterhin erfolgreich zu trennen.

8 Zusammenfassung

Es kommen immer mehr Werkstoffe für die CAD/CAM-Herstellung von Zahnersatz auf den Markt. Mit den vorgefertigten, industriellen PMMA-Werkstoffen sollen laut Herstellern unter anderem mechanisch deutlich stabilere Langzeitprovisorien hergestellt werden können.

In dieser Studie wurden vier industriell hergestellte CAD/CAM-PMMA Kunststoffe (artBloc Temp, Telio CAD, CAD Temp und Zeno PMMA) und ein konventioneller, auf PMMA basierender Provisorienkunststoff (Dentalon Plus) auf ihre mechanischen Eigenschaften im Verlauf einer in-vitro-Versuchsreihe zur Alterung in vier verschiedenen Lagerungsmedien (destilliertes Wasser, 0,9%ige Kochsalzlösung, künstlicher Speichel, natürlicher Speichel) in einem Inkubator bei 37 °C und maximal 180 Tagen Lagerungsdauer geprüft.

Pro Kunststoff wurden 40 Prüfkörper der Größe 10 x 10 x 3 mm mit Hilfe eines Serienschnittverfahrens hergestellt, auf Hochglanz poliert und dann in Gruppen von je 10 Prüfkörpern den jeweiligen Medien zugeordnet.

Es wurde initial die Trockenmasse durch Lagerung im Exsikkator ermittelt

An den Tagen 0, 1, 7, 14, 28, 90 und 180 wurden für jeden einzelnen Prüfkörper folgende Parameter gemessen: Masse (m), Rauigkeit (Ra), Martenshärte (HM), Vickershärte (HV) und das Elastische Eindringmodul (EIT).

Am Ende der Versuchsreihe wurden alle Prüfkörper erneut im Exsikkator getrocknet, um die endgültige Löslichkeit (S) und Wasseraufnahme (WA) berechnen zu können.

Die Ergebnisse wurden mit dem Statistikprogramm SPSS ausgewertet: deskriptive Analyse mit Tests auf die Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk);

3-/2- oder 1-Wege-ANOVA mit Mann-Whitney-U-, Kruskal-Wallis-H- und post-hoc-Tests.

Es konnte festgestellt werden, dass die Rauigkeit der CAD/CAM-Werkstoffe insgesamt signifikant niedriger und die Härteparameter (HM, HV, EIT) signifikant höher als bei dem konventionellen Kunststoff Dentalon Plus waren. Allgemein stieg die Rauigkeit im Laufe der Versuchsphase während die Härteparameter sanken.

Unter den CAD/CAM-Werkstoffen war allgemein bei Telio CAD die geringste Rauigkeit feststellbar, bei artBloc Temp die Höchste. Bei den Härteparametern und der Wasseraufnahme war CAD Temp signifikant am Höchsten, alle anderen CAD/CAM-Kunststoffe unterschieden sich nicht signifikant. Bei der Löslichkeit wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt.

Dentalon Plus hat bei der Rauigkeit und den Härteparametern signifikant am schlechtesten abgeschnitten. während bei der Wasseraufnahme und Löslichkeit physikalisch-mechanisch betrachtet die besten und somit geringsten Werte gefunden wurden.

Bei den Lagerungsmedien zeigten künstlicher und natürlicher Speichel die signifikant niedrigsten HV-Werte, bei HM und EIT waren keine signifikanten Unterschiede unter allen vier Medien vorhanden. Die höchste Löslichkeit wurde bei künstlichen und natürlichen Speichel bei CAD Temp und Zeno PMMA ermittelt, bei artBloc Temp die niedrigste Löslichkeit. Bei Telio CAD und Dentalon Plus hatten die Lagerungsmedien keinen signifikanten Einfluss auf die Löslichkeit.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die CAD/CAM-Werkstoffe bis auf die Löslichkeit und Wasseraufnahme signifikant bessere physikalisch-mechanische Eigenschaften hatten.

Limitierend muss die Tatsache der starken Variabilität der Zusammensetzung des natürlichen Speichels angesehen werden. Hier müssen für weitere in-vitro-Studien mehr Konstanz und eine strenge Normierung angestrebt werden.

Die derzeit noch widersprüchlichen, nicht eindeutig zu erklärenden Ergebnisse bei Dentalon Plus müssen durch weitere Versuchsreihen intensiver erforscht werden, um gegebenenfalls einen in dieser Studie nicht erkannten, systemischen Fehler zu erkennen und zu eliminieren.

9 Literaturverzeichnis

- 1) Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* 2008; 204: 505-11.
- 2) Fasbinder DJ. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939) 2010; 141 Suppl 2: 3S-4S.
- 3) Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 2012; 33: 50, 2-8.
- 4) Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 2010; 31: 702-4, 6, 8-9.
- 5) Santos GC, Jr., Boksman LL, Santos MJ. CAD/CAM technology and esthetic dentistry: a case report. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 2013; 34: 764, 6, 8 passim.
- 6) Rocca GT, Bonnafoos F, Rizzalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010; 104: 273-5.
- 7) Masek RT. Achieving high-level esthetics with CEREC. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 2001; 22: 19-26.
- 8) Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association* (1939) 2010; 141 Suppl 2: 10S-4S.
- 9) Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939) 2006; 137 Suppl: 14s-21s.
- 10) Kurbad A. CAD/CAM-based polymer provisionals as treatment adjuncts. *International journal of computerized dentistry* 2013; 16: 327-46.
- 11) G  th JF, e Silva JSA, Beuer F F, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2012; 107: 1-6.
- 12) Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985) 2012; 43: 457-67.
- 13) Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of the American Dental Association* (1939) 2005; 136: 1714-23.
- 14) Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The journal of adhesive dentistry* 2001; 3: 45-64.
- 15) Kurbad A. Man or machine? *International journal of computerized dentistry* 2004; 7: 3-5.
- 16) Sudhoff C. Zirkonoxid als Werkstoff für die Implantat- und Kombitechnik. *Quintessenz Zahntech* 2003; 29: 730-40.
- 17) Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2013; 29: 324-31.
- 18) Lin WS, Harris BT, Ozdemir E, Morton D. Maxillary rehabilitation with a CAD/CAM-fabricated, long-term interim and anatomic contour definitive prosthesis with a digital workflow: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2013; 110: 1-7.
- 19) Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *Journal of the Irish Dental Association* 2007; 53: 38-45.
- 20) Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009; 28: 44-56.
- 21) Sirona. CEREC Investitionsplanung. Arbeitspapier f  r Steuerberater 2013; 09/2013.

- 22) MEYER AM, P. . Direkte provisorische Versorgung. Quintessenz 2006; 57. Jg.: S. 371-8.
- 23) Caesar HH. [Provisional crowns and bridges]. Das Dental-Labor Le Laboratoire dentaire The Dental laboratory 1988; 36: 1281-302.
- 24) Di P, Lin Y, Luo J, Cui HY, Yu HY, Ren SX. [Effect of provisional restoration on shaping the contour of the soft tissue during maxillary single tooth implant procedure]. Beijing da xue xue bao Yi xue ban = Journal of Peking University Health sciences 2012; 44: 59-64.
- 25) Wittneben JG, Buser D, Belser UC, Bragger U. Peri-implant soft tissue conditioning with provisional restorations in the esthetic zone: the dynamic compression technique. The International journal of periodontics & restorative dentistry 2013; 33: 447-55.
- 26) Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR. Techniques of fabrication of provisional restoration: an overview. International journal of dentistry 2011; 2011: 134659.
- 27) Donovan TE, Cho GC. Diagnostic provisional restorations in restorative dentistry: the blueprint for success. Journal 1999; 65: 272-5.
- 28) Dieterich H. Temporäre Restaurationen als Schlüsselement zur Erarbeitung der Ästhetik. Quintessenz 2011; 62: 759-67.
- 29) Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al] 2012; 24: 310-8.
- 30) Moulding MB, Loney RW. The effect of cooling techniques on intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. The International journal of prosthodontics 1991; 4: 332-6.
- 31) Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. Journal of oral rehabilitation 1997; 24: 791-801.
- 32) Whalen S, Bouschlicher M. Intrapulpal temperature increases with temporary crown and bridge materials. General dentistry 2003; 51: 534-7.
- 33) Usumez A, Ozturk AN, Aykent F. The effect of dentin desensitizers on thermal changes in the pulp chamber during fabrication of provisional restorations. Journal of oral rehabilitation 2004; 31: 579-84.
- 34) Akova T, Ozkomur A, Dundar C, Aytutuldu N. Intrapulpal heat generation during provisionalization: effect of desensitizer and matrix type. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists 2008; 17: 108-13.
- 35) Gurbulak AG, Kilic K, Zortuk M, Usumez A. The effect of dentin desensitizer with different layers on thermal changes on the pulp during fabrication of provisional restoration. Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials 2009; 91: 362-5.
- 36) Borzacchiello A, Ambrosio L, Netti PA, Nicolais L, Peniche C, Gallardo A, et al. Chitosan-based hydrogels: synthesis and characterization. Journal of materials science Materials in medicine 2001; 12: 861-4.
- 37) Chiodera G, Gastaldi G, Millar BJ. Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials 2009; 25: 321-5.
- 38) Al Jabbari YS, Al-Rasheed A, Smith JW, Iacopino AM. An indirect technique for assuring simplicity and marginal integrity of provisional restorations during full mouth rehabilitation. The Saudi dental journal 2013; 25: 39-42.
- 39) Burns DR, Beck DA, Nelson SK, Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed P. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. The Journal of prosthetic dentistry 2003; 90: 474-97.
- 40) Rusin RP. Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995) 2001; 22: 35-41.
- 41) Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. International journal of computerized dentistry 2001; 4: 171-84.

- 42) Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006; 95: 117-23.
- 43) Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of prosthetic dentistry* 2011; 105: 217-26.
- 44) Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985) 2009; 40: 125-33.
- 45) Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *The International journal of prosthodontics* 2010; 23: 223-30.
- 46) Kelly JR. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured (CAD/CAM) all-ceramic crowns appear to perform better than all-composite resin crowns following the first 3 years of placement. *The journal of evidence-based dental practice* 2011; 11: 203-5.
- 47) Kurbad A, Kurbad S. A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *International journal of computerized dentistry* 2013; 16: 69-79.
- 48) Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2014; 30: 424-32.
- 49) Devigus AK, M. Hybridkeramik - Fraktur-Resistenz durch Elastizität? *cosmetic dentistry* 2013; 1.
- 50) Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry* 2012; 15: 159-64.
- 51) Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2014; 30: 954-62.
- 52) N'Diaye M, Pascaretti-Grizon F, Massin P, Basle MF, Chappard D. Water absorption of poly(methyl methacrylate) measured by vertical interference microscopy. *Langmuir : the ACS journal of surfaces and colloids* 2012; 28: 11609-14.
- 53) Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, et al. Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *Journal of oral science* 2010; 52: 577-81.
- 54) Labban N, Song F, Al-Shibani N, Windsor LJ. Effects of provisional acrylic resins on gingival fibroblast cytokine/growth factor expression. *The Journal of prosthetic dentistry* 2008; 100: 390-7.
- 55) Tucker TN. Allergy to acrylic resin denture base. *The Journal of prosthetic dentistry* 1981; 46: 602.
- 56) Basker RM, Hunter AM, Highet AS. A severe asthmatic reaction to poly(methyl methacrylate) denture base resin. *British dental journal* 1990; 169: 250-1.
- 57) Vilaplana J, Romaguera C. Contact dermatitis and adverse oral mucous membrane reactions related to the use of dental prostheses. *Contact dermatitis* 2000; 43: 183-5.
- 58) Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hammerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical oral investigations* 2012; 16: 1669-77.
- 59) Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *The Journal of prosthetic dentistry* 2013; 109: 325-32.
- 60) Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014 Sep;112(3):649-57.
- 61) Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *The Journal of prosthetic dentistry* 2013; 110: 288-95.

- 62) Michalakakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006; 96: 418-23.
- 63) Stawarczyk B, Trottman A, Hammerle CH, Ozcan M. Adhesion of veneering resins to polymethylmethacrylate-based CAD/CAM polymers after various surface conditioning methods. *Acta odontologica Scandinavica* 2013; 71: 1142-8.
- 64) BÄHr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal* 2013; 32: 492-501.
- 65) Keul C, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. *Clinical oral investigations* 2015 Jan;19(1):35-43.
- 66) Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2012; 107: 94-101.
- 67) Keul C, Muller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *Journal of dentistry* 2014.
- 68) Liebermann A, Keul C, Bahr N, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, et al. Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2013; 29: 935-44.
- 69) Stawarczyk B, Sener B, Trottman A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 2012; 31: 377-83.
- 70) Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of dentistry* 2014.
- 71) Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J* 2013; 32: 865-71.
- 72) Jalali H, Dorriz H, Hoseinkhezri F, Emadian Razavi SF. In vitro color stability of provisional restorative materials. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research* 2012; 23: 388-92.
- 73) Gujjari AK, Bhatnagar VM, Basavaraju RM. Color stability and flexural strength of poly (methyl methacrylate) and bis-acrylic composite based provisional crown and bridge auto-polymerizing resins exposed to beverages and food dye: an in vitro study. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research* 2013; 24: 172-7.
- 74) Shim J, Park Y, Manaloto A, Shin S, Lee J, Choi Y, et al. Shear bond strength of four different repair materials applied to bis-acryl resin provisional materials measured 10 minutes, one hour, and two days after bonding. *Operative dentistry* 2014; 39: E147-53.
- 75) Bohnenkamp DM, Garcia LT. Repair of bis-acryl provisional restorations using flowable composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004; 92: 500-2.
- 76) Guler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005; 93: 453-8.
- 77) Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *Journal of dentistry* 1998; 26: 577-83.
- 78) Yamauchi M, Yamamoto K, Wakabayashi M, Kawano J. In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. *Dent Mater J* 1990; 9: 19-24.
- 79) Ferraris F, Conti A. Superficial roughness on composite surface, composite enamel and composite dentin junctions after different finishing and polishing procedures. Part I: roughness after treatments with tungsten carbide vs diamond burs. *The international journal of esthetic dentistry* 2014; 9: 70-89.

- 80) Ferraris F, Conti A. Superficial roughness on composite surface, composite-enamel and composite-dentin junctions after different finishing and polishing procedures. Part II: roughness with diamond finishing and differences between enamel composite vs body composite. *The international journal of esthetic dentistry* 2014; 9: 184-204.
- 81) Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 1997; 13: 258-69.
- 82) Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical oral implants research* 1996; 7: 201-11.
- 83) Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1996; 11: 169-78.
- 84) Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal* 2004; 196: 42-5; discussion 31.
- 85) Zortuk M, Kilic K, Uzun G, Ozturk A, Kesim B. The effect of different fiber concentrations on the surface roughness of provisional crown and fixed partial denture resin. *European journal of dentistry* 2008; 2: 185-90.
- 86) Reddy PS, Tejaswi KL, Shetty S, Annapoorna BM, Pujari SC, Thippeswamy HM. Effects of commonly consumed beverages on surface roughness and color stability of the nano, microhybrid and hybrid composite resins: an in vitro study. *The journal of contemporary dental practice* 2013; 14: 718-23.
- 87) Can Say E, Yurdag ven H, Yaman BC,  zer F. Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems. *Dental Materials Journal* 2014.
- 88) Stawarczyk B, Egli R, Roos M,  zcan M, Hämmerle CHF. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry* 2011; 106: 386-98.
- 89) St-Georges AJ, Bolla M, Fortin D, Muller-Bolla M, Thompson JY, Stamatiades PJ. Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Operative dentistry* 2005; 30: 593-7.
- 90) Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]* 2003; 15: 297-303; discussion 4.
- 91) Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]* 2004; 16: 42-7; discussion 8.
- 92) Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]* 2007; 19: 214-24; discussion 25-6.
- 93) Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Operative dentistry* 2004; 29: 275-9.
- 94) Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *American journal of dentistry* 2004; 17: 262-6.
- 95) Barakah HM, Taher NM. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014 Sep;112(3):625-31.
- 96) Tuncer S, Demirci M, Tiryaki M, Unlu N, Uysal O. The effect of a modeling resin and thermocycling on the surface hardness, roughness, and color of different resin composites.

- Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al] 2013; 25: 404-19.
- 97) Schultz S, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Mechanical properties and three-body wear of dental restoratives and their comparative flowable materials. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985) 2010; 41: e1-10.
- 98) Yaman BC, Efes BG, Dorter C, Gomec Y, Erdilek D, Buyukgokcesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. Journal of conservative dentistry : JCD 2011; 14: 136-9.
- 99) Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials 2006; 22: 1130-4.
- 100) Koupis NS, Vercruysse CW, Martens LC, Verbeeck RM. Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985) 2008; 39: 733-43.
- 101) Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials 2007; 23: 1079-85.
- 102) 14577 ISO. Metallic materials - hardness test - universal test. Switzerland: International Organisation for Standardization, Geneva 1995.
- 103) Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hammerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. Dent Mater J 2010; 29: 188-92.
- 104) Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. The Journal of prosthetic dentistry 2011; 106: 386-98.
- 105) Arikan A, Ozkan YK, Arda T, Akalin B. An in vitro investigation of water sorption and solubility of two acetal denture base materials. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry 2005; 13: 119-22.
- 106) Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. The Journal of prosthetic dentistry 2004; 92: 72-8.
- 107) Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative evaluation of sorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin & flexible denture base resin. Journal of clinical and diagnostic research : JCDR 2014; 8: ZF01-4.
- 108) Mutluay MM, Tezvergil-Mutluay A, Vallittu P, Lassila L. Flexural strength, water sorption and solubility of a methylmethacrylate-free denture base polymer reinforced with glass fibre reinforcement. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry 2013; 21: 146-51.
- 109) Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. The Journal of prosthetic dentistry 2005; 94: 118-24.
- 110) FDA. FDA guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions. Washington: FDA 1976.
- 111) Gupta G, Gupta T. Evaluation of the effect of various beverages and food material on the color stability of provisional materials - An in vitro study. Journal of conservative dentistry : JCD 2011; 14: 287-92.
- 112) Poonacha V, Poonacha S, Salagundi B, Rupesh PL, Raghavan R. In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in fixed prosthodontics. Journal of clinical and experimental dentistry 2013; 5: e212-7.
- 113) Meyer JMW, J.M.; Barraud, R.; Susz, C.P.; Nally, J.N.; . Corrosion studies on nickel-based casting alloys. Corrosion and degradation of implant materials, ed. B. C. Syrett and A. Acharya. American Society for Testing and Materials 1979; ASTM STP 684: 295-315.

- 114) Hahnel S, Henrich A, Rosentritt M, Handel G, Burgers R. Influence of artificial ageing on surface properties and Streptococcus mutans adhesion to dental composite materials. *Journal of materials science Materials in medicine* 2010; 21: 823-33.
- 115) Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Effect of storage solution on surface roughness of provisional crown and fixed partial denture materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2004; 13: 227-32.
- 116) Hersek NE, Canay SR, Yuksel G, Ersin A. Color stability of provisional bridge resins. *Journal of esthetic dentistry* 1996; 8: 284-9.
- 117) Begum Turker S, Kocak A, Esra A. Effect of five staining solutions on the colour stability of two acrylics and three composite resins based provisional restorations. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 2006; 14: 2-6.
- 118) Maier B. Hochleistungspolymere - Werkstoffe mit Potential. *ZAHNTECH MAG* 2011; 15: 410-20.
- 119) Kallio TT, Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of surface roughness on repair bond strength of light-curing composite resin to polymer composite substrate. *The open dentistry journal* 2013; 7: 126-31.
- 120) Can Say E, Yurdaguvan H, Yaman BC, Ozer F. Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems. *Dent Mater J* 2014.
- 121) Ozel E, Korkmaz Y, Attar N, Karabulut E. Effect of one-step polishing systems on surface roughness of different flowable restorative materials. *Dent Mater J* 2008; 27: 755-64.
- 122) Lepri CP, Palma-Dibb RG. Influence of surface sealant on the color-stability of a composite resin immersed in different beverages. *Oral health and dental management* 2014; 13: 600-4.
- 123) Lepri CP, Palma-Dibb RG. Surface roughness and color change of a composite: influence of beverages and brushing. *Dent Mater J* 2012; 31: 689-96.
- 124) Finer Y, Jaffer F, Santerre JP. Mutual influence of cholesterol esterase and pseudocholinesterase on the biodegradation of dental composites. *Biomaterials* 2004; 25: 1787-93.
- 125) Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002; 23: 1707-19.
- 126) Lin BA, Jaffer F, Duff MD, Tang YW, Santerre JP. Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation. *Biomaterials* 2005; 26: 4259-64.
- 127) Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of dentistry* 2013; 41: 223-30.
- 128) Xu HH. Whisker-reinforced heat-cured dental resin composites: effects of filler level and heat-cure temperature and time. *J Dent Res* 2000; 79: 1392-7.
- 129) Xu HH, Quinn JB. Whisker-reinforced bioactive composites containing calcium phosphate cement fillers: effects of filler ratio and surface treatments on mechanical properties. *J Biomed Mater Res* 2001; 57: 165-74.
- 130) Xu HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC. Whisker-reinforced dental core buildup composites: effect of filler level on mechanical properties. *J Biomed Mater Res* 2000; 52: 812-8.
- 131) Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998; 42: 465-72.
- 132) Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *European journal of dentistry* 2008; 2: 191-7.
- 133) Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2003; 19: 414-22.
- 134) Musanje L, Shu M, Darvell BW. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2001; 17: 394-401.

- 135) Munchow EA, Ferreira AC, Machado RM, Ramos TS, Rodrigues-Junior SA, Zanchi CH. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Brazilian dental journal* 2014; 25: 321-6.
- 136) Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 2006; 22: 211-22.
- 137) Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations* 2013; 17: 227-35.
- 138) McCabe JF, Rusby S. Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials* 2004; 25: 4001-7.
- 139) Smith KE, Trusty P, Wan B, Gall K. Long-term toughness of photopolymerizable (meth)acrylate networks in aqueous environments. *Acta biomaterialia* 2011; 7: 558-67.
- 140) Hofman LF. Human saliva as a diagnostic specimen. *The Journal of nutrition* 2001; 131: 1621S-5S.
- 141) Lima DP, Diniz DG, Moimaz SA, Sumida DH, Okamoto AC. Saliva: reflection of the body. *International journal of infectious diseases : IJID : official publication of the International Society for Infectious Diseases* 2010; 14: e184-8.
- 142) Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2013; 20: 113-25.
- 143) Stawarczyk B, Ozcan M, Trottman A, Schmutz F, Roos M, Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *The Journal of prosthetic dentistry* 2013; 109: 325-32.

10 Abkürzungsverzeichnis

AT	artBloc Temp
TC	Telio CAD
ZP	Zeno PMMA
DP	Dentalon Plus
CAD/CAM	Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing
PEEK	Polyetheretherketon
PMMA	Polymethylmethacrylat
MMA	Methacrylsäuremethylester
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
Bis-EMA	Bisphenol A - Ethoxymethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol A - Glycidylmethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
dW	destilliertes Wasser
NaCl	Isotonische Kochsalzlösung
nS	Natürlicher Speichel
kS	Künstlicher Speichel
Ra	Rauigkeit
HM	Martenshärte
HV	Vickershärte
EIT	Elastisches Eindringmodul
WA	Wasseraufnahme
S	Löslichkeit
m	Masse
LOT-Nummer	Chargennummer eines Medizinproduktes
Gew.-%	Gewichtsprozent
SIC	Siliziumcarbid
pV	provisorische Versorgung

11 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Zusammenfassung d. verwendeten Kunststoffen, Abkürzungen, Zusammensetzungen, Hersteller und Lot Nummern.	36
Tab. 2: Rauigkeit (Ra) bei Haupteffekt Lagerungszeit.	52
Tab. 3: Rauigkeit (Ra) bei Haupteffekt Kunststoff.	52
Tab. 4: Ausgesuchte Werte zur Rauigkeit (Ra) über die Lagerungszeit für AT.	54
Tab. 5: Rauigkeit (Ra) bei Lagerungszeit von 180 Tagen.	54
Tab. 6: Martenshärte (HM) bei Haupteffekt Lagerungszeit.	56
Tab. 7: Martenshärte (HM) bei Haupteffekt Kunststoff.	74
Tab. 8: Vickershärte (HV) bei Haupteffekt Lagerungszeit.	57
Tab. 9: Vickershärte (HV) bei Haupteffekt Kunststoff.	58
Tab. 10: Vickershärte (HV) bei Haupteffekt Lagerungsmedium.	59
Tab. 11: Elastisches Eindringmodul (EIT) bei Haupteffekt Lagerungszeit.	61
Tab. 12: Elastisches Eindringmodul (EIT) bei Haupteffekt Kunststoff.	61
Tab. 13: Ausgesuchte Werte zum geschätzten Randmittel von EIT für AT.	63
Tab. 14: Ausgesuchte Werte zum geschätzten Randmittel von EIT für TC.	63
Tab. 15: Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Lagerungszeit.	68
Tab. 16: R^2 als Anpassung des zeitlichen Verlaufes der Wasseraufnahme (WA) an ein lineares und logarithmisches Modell.	68
Tab. 17: Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Kunststoff.	70
Tab. 18: Löslichkeit (S) bei Haupteffekt Kunststoff.	76
Tab. 19: geschätztes Randmittel der Löslichkeit (S) aufgeteilt nach Kunststoffen und Lagerungsmedien.	77
Tab. 20: HM und HV verschiedener Prothesenkunststoffe, Studie von <i>Shahdad et al.</i> (2007).	87
Tab. 21: HM und HV an Tag 0 der in dieser Studie geprüften Werkstoffe.	88

12 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Prinzip d. instrumentierten Eindringprüfung (a) und Darstellung des Prüfvorganges (b) (Quelle: DIN EN ISO 14577).	26
Abb. 2: Nahaufnahme Präzisionstrennmaschine Secotom-50 während eines Serienschnitt – programms.	41
Abb. 3: Detailaufnahme des Auslegers vom Rauigkeitsprüfgerät MarSurf M400+SD26.	44
Abb. 4: links: Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2.5; rechts: Nahaufnahme Eindringkörper während des Prüfverfahrens.	46
Abb. 5: Boxplotdiagramm von Rauigkeit (Ra) bei Haupteffekt Kunststoff.	51
Abb. 6: Boxplotdiagramm von der Martenshärte (HM) über die Lagerungszeit nach Kunststoffen aufgeteilt.	55
Abb. 7: Boxplotdiagramm von der Vickershärte (HV) nach Kunststoffen und Lagerungsmedium aufgeteilt.	60
Abb. 8: Streudiagramm Entwicklung der Masse (m) über die Zeit nach Kunststoffen.	65
Abb. 9: Streudiagramm Entwicklung der Masse (m) über die Zeit nach Lagerungsmedien.	66
Abb. 10: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Lagerungszeit.	67
Abb. 11: Grafik zum Vergleich der beobachteten Mittelwerte von Wasseraufnahme (WA) allgemein bei Haupteffekt Lagerungszeit zu einer linearen und logarithmischen Funktionsannäherung.	69
Abb. 12: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) bei Haupteffekt Kunststoff.	71
Abb. 13: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) nach Kunststoffen und Lagerungsmedium aufgeteilt.	73
Abb. 14: Boxplotdiagramm von der Wasseraufnahme (WA) über die Lagerungszeit nach Lagerungsmedium aufgeteilt.	74
Abb. 15: Grafik zum geschätzten Randmittel der Wasseraufnahme (WA) über die Lagerungszeit nach Kunststoff und Lagerungsmedium aufgeteilt.	75
Abb. 16: Grafik zum geschätzten Randmittel der Wasseraufnahme (WA) für DP über die Lagerungszeit nach Lagerungsmedium aufgeteilt.	78
Abb. 17: grafische Auswertung einer Falschmessung durch das Überfahren eines Impressionskraters mit der Tastspitze des MarSurf 400.	95

13 Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff, Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU München gilt ein besonderer Dank für die Ermöglichung der Benutzung der wissenschaftlichen Einrichtungen der Poliklinik. Frau PD. Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc. will ich für die umfassend wissenschaftliche und freundschaftliche Unterstützung danken. Auch für die konstruktive Durchsicht der Arbeit, die Bereitstellung dieses Themas und die große Hilfsbereitschaft will ich mich bei ihr sehr bedanken. Besonderem Dank gilt Frau Dr. med. dent. Anja Liebermann, M.Sc. für ihre intensive Mitbetreuung, vor allem bei der Niederschrift der Arbeit. Bei Frau Malgorzata Roos, PhD bedanke ich mich sehr für die Unterstützung bei den statistischen Auswertungen der sehr großen Datenmenge dieser Arbeit. Des Weiteren gilt mein Dank der Zahntechnikerin Marlis Eichberger für die Laboreinweisung und Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt für die Unterstützung bei der Bedienung der Universalprüfmaschine. Armin Reisch danke ich für die Unterstützung bei der Herstellung von einigen Grafiken. Ein großer Dank geht an Harry Scherer, der mit mir lange Tage und längere Nächte im Labor verbrachte, um diverse Schwierigkeiten unserer Studien gemeinsam zu eruieren und erfolgreich zu lösen. Meiner Familie, meiner Freundin und meinem Hund gilt ein besonderer Dank, da sie immer für mich da sind, mich immer unterstützen und unterstützt haben.

